Aus dem Medizinischen Strahleninstitut
der Universität Tübingen
Direktor: Professor Dr. W. Frommhold

Entwicklung einer neuen Technologie zur Darstellung pulsierender Objekte in Durchleuchtungsanlagen

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
PAUL BOURNE CLOSE
aus Wakefield/England

1985

Aus dem Medizinischen Strahleninstitut
der Universität Tübingen
Direktor: Professor Dr. W. Frommhold

Entwicklung einer neuen Technologie zur Darstellung pulsierender Objekte in Durchleuchtungsanlagen

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
PAUL BOURNE CLOSE
aus Wakefield/England

1985

Dekan:	Professor Dr. H. D. Waller
1. Berichterstatter:	Privatdozent Dr. E. Walter
2. Berichterstatter:	Professor Dr. G. Breitling

Druck: Zeeb-Druck, Tübingen 7 (Hagelloch)

INHALTSVERZEICHNIS

I. Einleitung 1

II. Geschichte der Kymographie 2
1. Flächenkymographie 2
2. Elektrokymographie 6
3. Neue kymographische Verfahren 7

III. Technische Grundlagen 9
1. Schaltung des Gerätesystems zur Aufnahme des Durchleuchtungsbildes 9
2. Schaltung des Gerätesystems zur Wiedergabe vom Videoband 11
3. Aufbau des Fenstergenerators 13

IV. Prüfung der variabel einstellbaren Parameter des Gerätes auf die Amplitude der Kymogramme 18
1. Testsystem 18
2. Einfluß der Meßposition innerhalb des Meßfensters auf die Amplitude des Rechteckimpulses 2o
3. Einfluß der elektrischen Verstärkung Vc auf die Amplitude des Rechteckimpulses 25
4. Einfluß der Fensterbreite B_f auf die Amplitude des Rechteckimpulses 27
5. Einfluß der Fensterhöhe Z auf die Amplitude des Rechteckimpulses 29

V. Klinik 32
1. Allgemeine Vorbemerkungen 32
2. Aorta 33
2.1. Ableitbarkeit der Aortenkymogramme 33
2.2. Normalkollektiv 35
2.3. Normale Kymogramme vom Arcus aortae 35

3. Truncus pulmonalis 42
3.1. Erfaßbarkeit des Truncus pulmonalis 42
3.2. Normalkollektiv 43
3.3. Normales Kymogramm des Truncus pulmonalis 43
3.4. Darstellbarkeit der Pulmonalarterien und ihrer Kymogramme 47

VI. Diskussion 5o
1. Technologie 5o
1.1. Meßfenster 51
1.2. Konverter 52
1.3. "Ve-Werte" 53
1.4. Begrenzte Bildzahl pro Sekunde 53
2. Vergleich zwischen Radar- und Elektrokymographie 54
3. Vergleich der Kymogramme von Aorta und Truncus pulmonalis, elektrokymographisch und radarkymographisch gewonnen 57
3.1. Aorta thoracica 57
3.2. Truncus pulmonalis 59
4. Schlußfolgerungen 59

VII. Zusammenfassung 62
1. Technik 62
2. Klinik 65

VIII. Literaturverzeichnis 66

I. Einleitung

Kymographie bedeutet, Bewegungen pulsierender Objekte im Bild darzustellen. Die Analyse der aufgezeichneten Bewegungsabläufe soll Rückschlüsse auf die Funktion des untersuchten Objektes ermöglichen. Im praktisch klinischen Gebrauch bezieht sich die Kymographie auf die Untersuchung des Herzens, wenngleich auch andere Organe wie Nieren, Magen, Oesophagus, Zwerchfell usw. Ziel kymographischer Untersuchungen waren.

Eine Vielzahl kymographischer Verfahren wurden erprobt, seit SABAT (1911) in Polen sowie GÖTT und ROSENTHAL (1912) in Deutschland erste kymographische Techniken beschrieben. All diese Verfahren waren jedoch nicht in der Lage, quantitative Aussagen über die Amplitude einer Pulsation zu machen. So erscheint es gerechtfertigt, neue Technologien zu entwickeln, mit denen pulsierende Objekte quantitativ untersucht werden können.

In Zusammenarbeit mit der Firma Siemens AG (Erlangen) wurde eine neue röntgenkymographische Methode erarbeitet, die auf der Fernsehtechnik basiert, Radarkymographie genannt. Im Gegensatz zum Verfahren von LISSNER und MARHOFF (1968) beruht diese Technik nicht auf der Messung von Helligkeitsschwankungen auf dem Bildschirm innerhalb eines Meßfensters, vielmehr macht sich diese Technik den Spannungssprung innerhalb einer Fernsehzeile zunutze, der durch den Absorptionsunterschied zwischen Strukturen unterschiedlichen Absorptionsverhaltens bedingt ist. Bezogen auf die Herzkontur bedeutet dies den Spannungssprung zwischen Herz und umgebender Lunge am Herzrand.

Aufgabe dieser Untersuchung soll sein, zunächst die entwickelte Technik zu beschreiben sowie den Einfluß einzelner elektronischer, variabel einstellbarer Parameter auf die Amplitude des Kymogramms zu prüfen. Im Anschluß daran soll das Verfahren am Menschen erprobt werden. Als Testobjekt wurde der Truncus pulmonalis sowie der Arcus aortae gewählt. Daraus wird die Wertigkeit dieser Technologie abzuleiten sein.

II. Geschichte der Kymographie

Das erste röntgenkymographische Verfahren stammt aus dem Jahre 1911. Seither sind verschiedene Techniken auf diesem Gebiet entwickelt worden. Die wichtigsten sind die Flächen- und Elektrokymographie. Neuere Verfahren, meist zur Darstellung der Herzwandbewegung erarbeitet, sind der Displacement-Kardiograph, die Impedanzkymographie sowie die Radarkymographie. In neuerer Zeit wurden auch mit Hilfe der Computertomographie Kymogramme gewonnen. Auch mit der Echocardiographie können Herzwandbewegungen in nicht invasiver Weise dargestellt werden. Nuclearmedizinische Verfahren sind ebenso wie die Echocardiographie bereits in die Routinediagnostik eingeführt.

1. Flächenkymographie

SABAT (1911) gilt als Stammvater der Flächenkymographie. Er beschrieb in einem Vortrag vor der Lemberger Ärzteschaft "ein Verfahren der röntgenographischen Darstellung der Bewegung des Zwerchfells, des Herzens, der Aorta usw." Dieser Vortrag wurde in polnischer Sprache veröffentlicht, demzufolge im außerpolnischen Sprachbereich nicht beachtet.

Ein ganz ähnliches Verfahren beschrieben im Jahre 1912 GÖTT und ROSENTHAL, die ihre Methode Röntgenkymographie nannten. Hinter einem 3,5 mm breiten, horizontal verlaufenden, ununterbrochenen Schlitz wurde ein Röntgenfilm gelagert, welcher während der Belichtung rechtwinklig zur Schlitzebene bewegt wurde. War der Schlitz auf das Herz projiziert, so konnten die pulsatorischen Bewegungen des Organs von zwei diametral gegenüberliegenden Herzberandungen als Kurvenschatten abgebildet werden.

Die Kymographie fand vielfach Nachahmer, so zum Beispiel CRANE (1916) in den Vereinigten Staaten, COHEN und STEWARD (1924) in England sowie STENSTRÖM und WESTERMANN (1926) in Schweden. Technologische Varianten entwickelten HITZENBERGER und REICH (1927) sowie SCHERF und ZDANSKY (1929).

Einen entscheidenden Fortschritt in der Herzkymographie stellt das von PLEIKART STUMPF (1928) beschriebene Verfahren der Flächenkymographie dar. Er entwickelte ein Mehrschlitzraster. Dabei wurde anstelle des Einschlitzrasters eine Vielzahl horizontal verlaufender Schlitze im Abstand von 12 mm verwendet. Wie bei dem Verfahren von GÖTT und ROSENTHAL lag das Raster zwischen Patient und Röntgenfilm. Wurde die Filmkassette bei fixiertem Mehrschlitzraster bewegt, so entstand das sogenannte Stufenkymogramm. Wurde dagegen die Schlitzkassette bei fixiertem Röntgenfilm bewegt, so entstand das sogenannte Flächenkymogramm.

Während das Flächenkymogramm in Europa außerordentliche Verbreitung fand, griffen die Radiologen in den USA das Stufenkymogramm auf. Vorteil der Flächenkymographie war, daß neben der Herzpulsation auch die Form des Herzens

selbst abgebildet wurde. So waren dem Röntgenbild gleichzeitig die Herzaktion und die zugehörige Region der abgebildeten Herzpulsation zu entnehmen. Dies war für STUMPF um so wichtiger, da er meinte, daß aus einzelnen Meßpunkten eine Herzdiagnostik nicht möglich sei. Man müsse die Herzkonfiguration und den Ort der kymographischen Untersuchung berücksichtigen.

Die Entwicklung der Flächenkymographie hat zu einem über Jahre anhaltenden Streit zwischen Befürwortern und Gegnern dieser Technik geführt.

Die Gegner dieses Verfahrens führten als Nachteil der Flächenkymographie an, daß einzelne Kymogramme zu sehr komprimiert würden, und zwar bei einer Belichtungszeit von 3 Sekunden auf eine Filmlänge von 12 mm. Bei der Einschlitzkymographie, wie sie von SABAT sowie GÖTT und ROSENTHAL beschrieben war, konnten dagegen langstreckige Kurvenverläufe gewonnen werden und damit differenziertere Analysen des Kymogramms erfolgen. Die Vertreter der Technik der Einschlitzkymographie waren im Gegensatz zu STUMPF der Meinung, die nur wenige sec. bzw. msec. dauernden Phasen der Herzaktionen bedürften eben dieser langstreckigen Kurvenverläufe. Die Herzform könne durch eine zusätzliche Thoraxaufnahme ermittelt werden.

Der Italiener CIGNOLINI (1934) versuchte mit seiner Technik einen Kompromiß zwischen beiden Auffassungen. Sein Verfahren beruhte auf einem zerlegbaren Schirm aus multiplen, rechteckigen Bleiblättchen bestehend. Auf Grund des Durchleuchtungsbildes konnte über dem interessierenden Herzrand das entsprechende Bleiblättchen entfernt werden. Nach der geometrischen Anordnung waren an insge-

samt 11 Stellen des Herzens Kymogramme zu gewinnen.

Eine Fortentwicklung dieses Verfahrens, der sogenannte Polygraph, wurde von CIGNOLINI (1958) beschrieben. Er vereinigte die Flächenkymographie mit der analytischen Röntgenkymographie auf einem Film. Diese komplizierte Technik hat in den 5oiger Jahren allerdings nur in Italien eine gewisse Verbreitung gefunden.

In die klinische Routine ist die Flächenkymographie nach STUMPF eingegangen. Zahlreiche Publikationen auf diesem Gebiet sind seit den 3oiger Jahren erschienen. Dabei wurden die gängigen Herzfehler, die Atmung, das Mediastinum untersucht. Spezielle Aufmerksamkeit wurde der Differenzierung von Mediastinal- und Gefäßprozessen zuteil.

Im Laufe der Jahre wurden verschiedene kymographische Spezialverfahren entwickelt, so die Flächenkymographie in 2 Ebenen (HEISIG, 1938), die Tomokymographie von SCHORN (1939) sowie die Rotatokymographie von TAKAHASHI und SHINOZACKI (1951). Diese Techniken haben jedoch keine bleibenden Spuren hinterlassen. Durchgesetzt hat sich lediglich das Verfahren nach STUMPF.

Am Rande sei erwähnt, daß neben Herz und Gefäßen auch andere anatomische Strukturen kymographisch untersucht wurden, so z.B. der Schluckakt (DAHM und SCHORRE, 1937; DAHM, 1941), der Magen (SCHILLING, 1934, 1935; STUMPF, 1962; u.a.), der Oesophagus (SILAFF, 1958; u.a.), das terminale Ileum und Colon (GLÄSER, 1942), die Atemmechanik und -technik (RICHTER, 1935; STUMPF und GRASSER, 1959; u.a.).

2. Elektrokymographie

Die Grundlagen der Elektrokymographie wurden in den Jahren nach 193o erarbeitet. Die ersten elektrokymographischen Versuche stammen von JAKOBI und Mitarbeiter (1931) sowie dem Ungarn VON KALOCZAY (1933). Sie nannten ihre Verfahren Jonographie, da die Absorptionsänderungen des Röntgenstrahls, durch das Herz geleitet, im Zuge der Herzaktion gemessen wurde.

Die uns heute geläufige Form der Elektrokymographie stammt von HECKMANN (1936), er nannte sein Verfahren Aktinokardiographie. Dabei wurde ein Meßfenster auf den Herzrand projiziert. Entsprechend der Herzaktion wurden am Fluoreszenzschirm Helligkeitsänderungen hervorgerufen, die, kurvenmäßig dargestellt, die elektrokymographischen Kurven ergaben. Da neben der Pulsation des Herzrandes selbst auch die Dichteänderung des Herzens in die Helligkeitsschwankung am Fluoreszenzschirm einging, war eine quantitative Auswertung nicht möglich.

Ähnliche Versuche wie HECKMANN stammen von HJELLMARE (1932) und KJELLBERG (1936).

Einen entscheidenden Fortschritt in der Technologie der Elektrokymographie bedeutete die Entwicklung der hoch verstärkenden Fotomultiplyer, die von HENNI und BOONE (1945) sowie CHAMBERLAIN (1947) eingeführt wurden. Vorteile gegenüber den von HECKMANN verwandten Verfahren waren die hohe Empfindlichkeit sowie die geringe Störanfälligkeit der Fotomultiplyer. Im übrigen benutzten diese Autoren ähnliche technologische Prinzipien wie HECKMANN.

Ähnliche Verfahren wie HENNI und BOONE (1945) sowie CHAMBERLAIN (1947) entwickelten auch andere Autoren, z.T. unter anderen Namen, so z.B. LIAN und MINOTT (1946) sowie MARCHALL (1946), LUISADA und Mitarbeiter (1948). Letztere nannten ihre Technologie Fluorokardiographie.

Zahlreiche Publikationen auf dem Gebiete der Elektrokymographie befassen sich mit den normalen Kymogrammen der verschiedenen Herzhöhlen, der Aorta und des Truncus pulmonalis (LUISADA und Mitarbeiter, 1948; STAUFFER und JORGENS, 1949; DEUTSCH und Mitarbeiter, 1951; HECKMANN, 1952, 1963; u.a.). Pathologische Veränderungen im Kymogramm bei Herzfehlern und anderen Herzerkrankungen wurden von LUISADA und FLEISCHNER (1948), DACK und PALEY (1952), ANDERSON (1953), BARTLEY (1960), PREUSS (1967) und vielen anderen beschrieben.

3. Neue kymographische Verfahren

Neben der Flächen- und Elektrokymographie wurden andere kymographische Verfahren versucht.

Ein nicht radiologisches Verfahren stellt der Displacementkardiograph dar, von VAS u. Mitarbeiter 1976 beschrieben. Die Darstellung der Herzaktion erfolgt durch die Störung eines vorgegebenen elektromagnetischen Feldes durch die Herzaktion, die - in Spannungsschwankungen gewandelt - Herzkymogramme ergab.

Ein ebenfalls nicht radiologisches, nicht invasives Verfahren stellt die Impedanzkymographie dar, wobei der Wechselstromwiderstand in einem über den Thorax gelegten

Stromkreis gemessen wird (KUBICZEK und Mitarbeiter, 1966). Dieser Widerstand ändert sich im Zuge des Herzzyklus.

Nicht zuletzt können Pulsationen des Herzens auch mittels Ultraschall erfaßt werden, eine Technologie, die bereits in die cardiologische Routinediagnostik Eingang gefunden hat (CROWNS und KENNEDY, 197o; HIRSCHFELD und Mitarbeiter, 1975; CARR und Mitarbeiter, 1979; u.a.).

Die Videodensitometrie (LISSNER und MARHOFF, 1968), d.h. Messungen von Helligkeitsschwankungen innerhalb eines Meßfensters vom Videoband, erfaßt ebenfalls Absorptionsunterschiede wie bei der Elektrokymographie. Die gewonnenen Kymogramme entsprechen denen der Elektrokymographie.

In neuerer Zeit wurden Kymogramme auch mittels Computertomographie gewonnen (HÜBENER und Mitarbeiter, 1981). Im Gegensatz zur Computertomographie sind die nuclearmedizinischen Verfahren in die Routinediagnostik eingegangen (CROCH und Mitarbeiter, 1978).

Der Gedanke der Radarkymographie kam Ende der 6oiger Jahre auf. Erste Untersuchungen mit ähnlicher Technologie stammen von COHEN und Mitarbeiter (1968), KAZAMIAS und Mitarbeiter (197o, 1971, 1973) sowie von SCHAFFER (1976).

III. Technische Grundlagen

1. Schaltung des Gerätesystems zur Aufnahme des Durchleuchtungsbildes

Das zu untersuchende Objekt, im Beispiel der Patient, steht im Durchleuchtungsgerät (Abb. 1). Bei der Entwicklung und praktischen Erprobung wurde ein Gerät der Firma Philipps (Diagnost 73) verwendet. Das aktuell aufgezeichnete Durchleuchtungsbild gelangt nach Durchgang durch die Bildverstärker-Fernsehkette in einen Dateneingabeschreiber, mit dessen Hilfe persönliche Daten oder andere Informationen dem Durchleuchtungsbild zugemischt werden können. Das Durchleuchtungsbild sowie die zugemischten Daten werden auf Videoband aufgezeichnet. Diesem ist ein 625 Z Sichtgerät parallel geschaltet, welches das aktuell aufgezeichnete Durchleuchtungsbild zeigt. Da die Technologie am Herzen erprobt werden soll, wird gleichzeitig das EKG aufgenommen. Da das EKG nicht in der uns bekannten Form auf Videoband gespeichert werden kann, wird es mittels eines zwischengeschalteten EKG-Wandlers als Tonmodulation aufgezeichnet.

Auf Videoband wird also gespeichert:

- die Aktion des pulsierenden Objektes
- die zugemischten Versuchs- bzw. Patientendaten
- das EKG als Tonmodulation

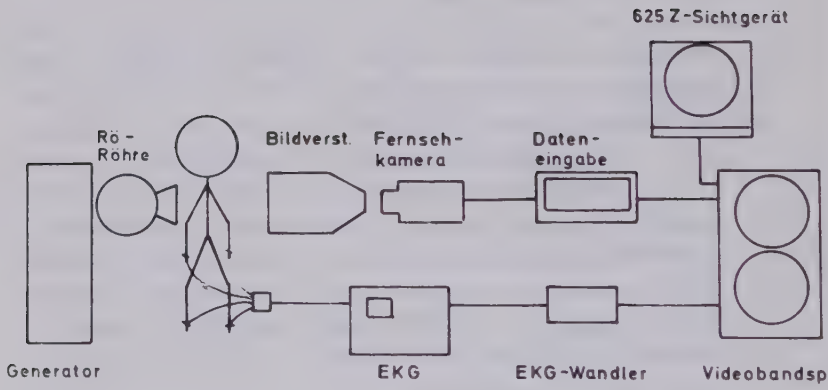


Abb. 1: Schaltung des Gerätesystems zur Aufzeichnung eines pulsierenden Objektes auf Videoband

2. Schaltung des Gerätesystems zur Wiedergabe vom Videoband

Die auf dem Videoband aufgezeichneten Daten können unabhängig vom untersuchten Objekt oder Patienten im Labor ausgewertet werden (Abb. 2).

Das Bandgerät wird an den sogenannten Videocardiographen bzw. einen XY-Schreiber angeschlossen. Der als Videocardiograph bezeichnete Geräteteil besteht aus einem Fenstergenerator, einer Speichereinheit für die erhaltene Information, dem Sichtgerät für die Einstellung der Meßfenster und dem Sichtgerät für die Darstellung der erhaltenen Funktionskurven des pulsieren - den Objektes.

Der XY-Schreiber ist zur graphischen Dokumentation und Auswertung der Pulsationskurven vorgesehen.

Der Videocardiograph erhält seine Information direkt vom angeschlossenen Bandspeicher. Das als Tonmodulation aufgenommene EKG wird über den EKG-Wandler wieder in das uns bekannte EKG überführt und auf dem 125o-Z-Sichtgerät zu den Funktionskurven phasengetreu abgebildet.

Der Fenstergenerator vermag simultan 8 Meßfenster in das vom Videoband kommende Durchleuchtungsbild einzublenden, innerhalb der Meßfenster werden die Funktionskurven gewonnen. Daneben besteht ein Kanal für das EKG sowie ein weiterer Kanal für die Zeitmarkierung. Die gemessenen Daten werden digital gespeichert und auf einem 125o-Z-Sichtgerät wiedergegeben. Sie können zur Auswertung und Archivierung mittels XY-Schreiber dokumentiert werden.

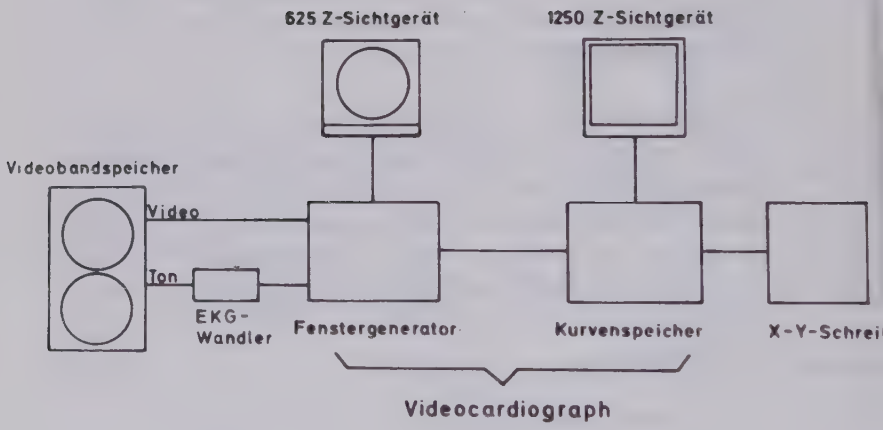


Abb. 2: Schaltung des Gerätesystems zur Wiedergabe der Aufzeichnung vom Videoband zur kurvenmäßigen Darstellung der Pulsationen des untersuchten Objektes.

3. Aufbau des Fenstergenerators

Der Fenstergenerator blendet in das Durchleuchtungsbild, welches vom Videobandgerät über den Fenstergenerator am 625 Z Sichtgerät dargestellt wird, bis zu 8 Meßfenster ein. Jedes dieser Meßfenster ist in seiner Breite, Höhe und Lage zu variieren, kann also auf den Rand des pulsierenden Objektes aufgeblendet werden. Dabei muß das pulsierende Objekt innerhalb des Meßfensters liegen.

Ein typisches Durchleuchtungsbild, exemplarisch an Herz und Lunge dargestellt, ist Abb. 3 zu entnehmen. Zudem ist der Spannungsverlauf einer beispielhaft herausgegriffenen Fernsehzeile A - A' dargestellt. Auf dieses Fernsehbild wird das Meßfenster eingeblendet, der Spannungsverlauf der entsprechenden Fernsehzeile ist Abb. 4 zu entnehmen.

Die Spannungsamplitude wird am Anfang (V_1) und am Ende (V_2) eines jeden Fensters gemessen. Der Fenstergenerator ermittelt aus den Werten V_1 und V_2 den Mittelwert. Der im Fenstergenerator befindliche Komparator (Abb. 5) erwirkt beim Durchgang des Spannungsverlaufes der Fernsehzeile durch die Spannung

$$\frac{V_1 + V_2}{2}$$

einen Schaltimpuls, welcher als weißer Punkt auf der Fernsehzeile erscheint. Durch Pegeleinstellung ist dieser Marker auf dem Rand des pulsierenden Objektes zu fixieren. Die örtliche Variation des Schaltimpulses in der Zeit erbringt die Aktionskurve des pulsierenden

Objektes. Dabei ergibt die Bewegung des pulsierenden Objektes von links nach rechts eine Aufwärtsbewegung im Kurvenverlauf, eine Bewegung des pulsierenden Objektes von rechts nach links dagegen eine Abwärtsbewegung.

Entsprechend der Frequenz der Fernsehbilder von 5o Hz erhält man im Abstand von 2o msec. eine Ortsinformation über die Position des pulsierenden Objektes im Durchleuchtungsbild. Um einen kontinuierlichen Kurvenverlauf zu erhalten, ist eine Glättung, das heißt eine Filterung erforderlich.

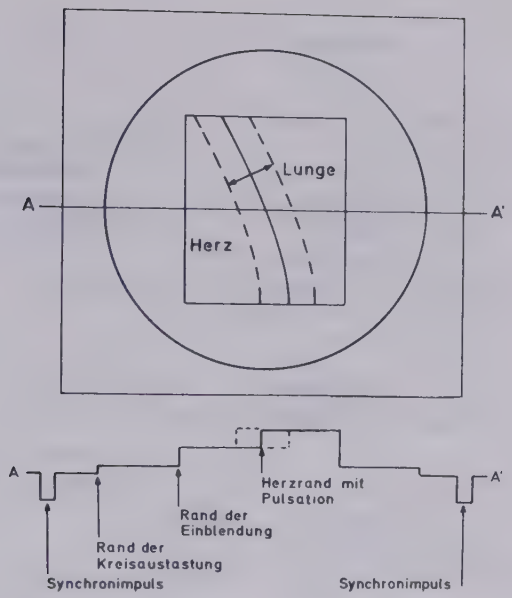


Abb. 3: Durchleuchtungsbild mit Spannungsverlauf einer exemplarisch herausgegriffenen Fernsehzeile A-A'. Als Beispiel eines pulsierenden Objektes wurde der Rand des linken Herzventrikels eingezeichnet.

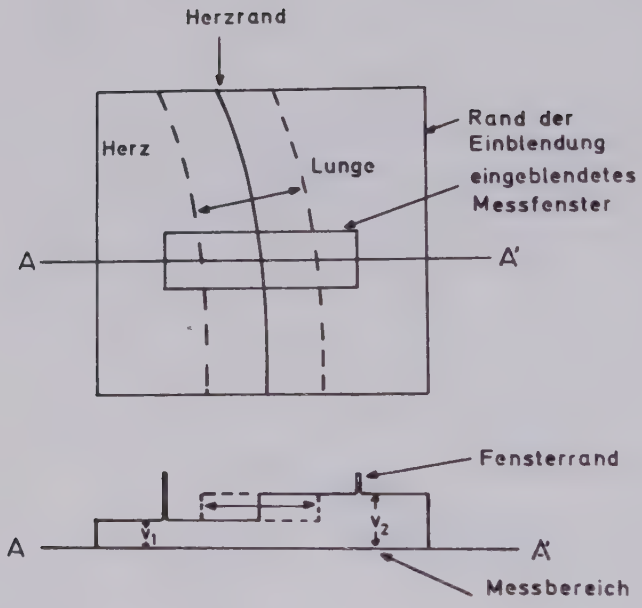


Abb. 4: Auf das Durchleuchtungsbild eingeblendetes Meß-
fenster sowie Darstellung der Spannungswerte einer
durch das Meßfenster verlaufenden Fernsehzeile A-A'

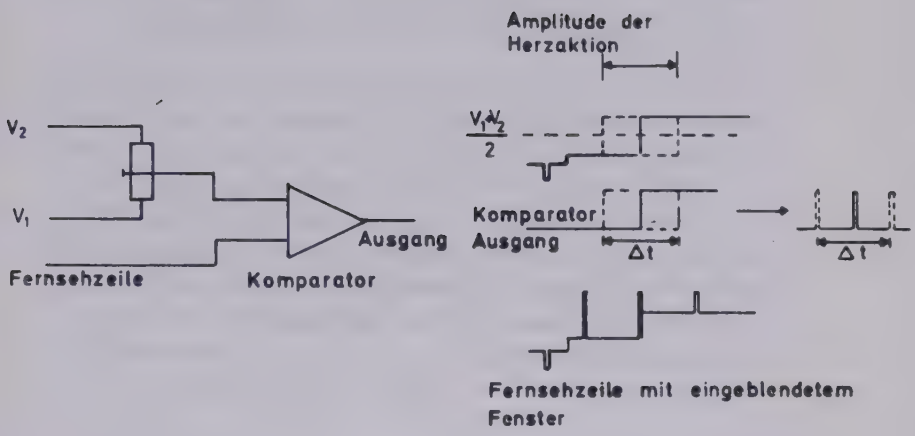


Abb. 5: Schematischer Aufbau des Komparators

IV. Prüfung der variabel einstellbaren Parameter des Gerätes auf die Amplitude der Kymogramme

Wie bei der Beschreibung der Technologie erwähnt, können 8 Meßfenster simultan auf das vom Videoband kommende Fernsehbild eingeblendet werden. Diese Fenster sind jeweils in ihrer Lage, Breite und Höhe zu variieren. Zudem besteht im Fenstergenerator die Möglichkeit, die Kurvenamplitude elektrisch zu verstärken.

Während der ersten orientierenden Untersuchungen mit dem Gerät ergab sich, daß die Meßposition innerhalb des Meßfensters nicht ohne Einfluß auf die Amplitude ist. Dies gilt auch für die Fensterbreite (B_f), die Fensterhöhe (Z) und die elektrische Verstärkung (V_c). Soll eine quantitative Auswertung der Kymogramme ermöglicht werden, so ist zunächst der Einfluß dieser Variablen, d.h. der Einfluß der Fensterbreite (B_f), der Fensterhöhe (Z) und der elektrischen Verstärkung (V_c) auf die Kurvenamplitude zu untersuchen.

1. Testsystem

Um den Einfluß der Meßposition innerhalb des Meßfensters, der Fensterbreite, Fensterhöhe und elektrischen Verstärkung auf die Amplitude testen zu können, war die Entwicklung eines entsprechenden Prüfsystems erforderlich.

Als Testobjekt wurde eine kreisrunde Aluminiumscheibe verwendet, über deren halbem Kreisumfang eine 3 mm hohe Schicht abgefräst worden war (Abb. 6). Wird das Meßfenster auf den Rand der rotierenden Scheibe projiziert, so ergibt sich ein Rechteckimpuls.

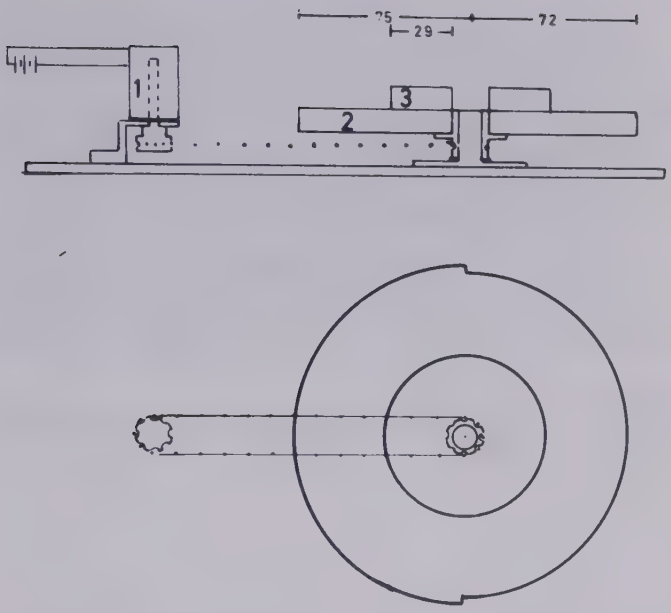
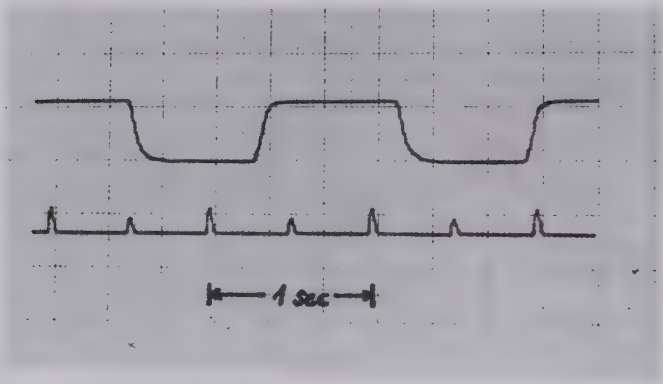
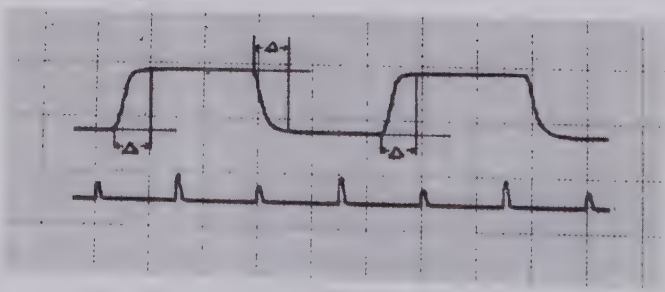


Abb. 6: Schematische Darstellung des verwendeten Testsystems
1. Gleichstrommotor; 2. Stufenscheibe; 3. Ausgleichsscheibe zur Beseitigung der Unwucht

Abb. 7: Abschätzen der Trägheit des Gerätesystems



a) Rechteckimpuls, am XY-Schreiber dargestellt bei 52,8 U/min.



b) Abschätzen der Trägheit. Δ= 6,5 mm = 0,22 sec.

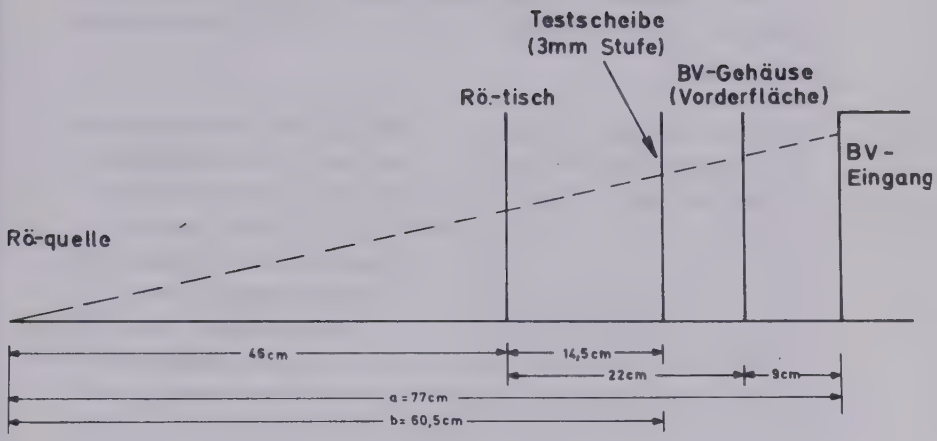


Abb. 8: Meßgeometrie zur Testung des Einflusses verschiedener Parameter auf die Amplitude des Rechteckimpulses.

Der durch das Abfräsen bedingte einseitige Metalldefekt verursachte bei der Rotation der Stufenscheibe eine deutlich erkennbare Unwucht. Durch Aufschrauben einer asymmetrischen Metallscheibe aus Aluminium konnte diese Unwucht ausgeglichen werden, so daß eine harmonische, schwingungsfreie Drehung der Testscheibe möglich war.

Bei der Testung des Gerätesystems wurde eine Rotationsgeschwindigkeit der Stufenscheibe von 52,8 Umdrehungen pro Minute verwendet. Für die Umdrehung der Stufenscheibe um 380° benötigte sie somit 1,1368 Sekunden. Die einzelnen Stufen, die 180° voneinander entfernt waren, traten also mit einem zeitlichen Abstand von 0,5682 Sekunden auf. Bei dieser Umdrehungszahl der beschriebenen Stufenscheibe konnte bei einer Trägheit des Systems von 0,22 Sekunden (Abb. 7) eindeutig die Amplitude am XY-Schreiber ermittelt werden.

Bei den im folgenden beschriebenen Testen wurde die rotierende Stufenscheibe 14,5 cm oberhalb des Durchleuchtungstisches gelagert, der Bildverstärkereingang 31 cm oberhalb des Durchleuchtungstisches positioniert. Bei einem Abstand Röntgenquelle - Durchleuchtungstisch von 46 cm ergab sich somit eine Distanz Röntgenquelle - Stufenscheibe von 60,5 cm, eine Distanz Röntgenquelle - BV-Eingang von 77,0 cm (Abb. 8).

2. Einfluß der Meßposition innerhalb des Meßfensters auf die Amplitude des Rechteckimpulses

Bei den ersten Testversuchen mit dem Gerätesystem hatte sich ergeben, daß die Meßposition innerhalb des Meßfensters die Höhe des Rechteckimpulses beeinflußt. Um

diesen Effekt zu untersuchen, war eine Meßreihe erforderlich.

Getestet wurde exemplarisch das Meßfenster der Fensterbreite B_f = 5,0. Dies ergab, am 625 Z Sichtgerät gemessen, eine Breite von 25 mm.

Die 3 mm Stufenscheibe zeigte - ebenfalls am 625 Z Sichtgerät gemessen - auf Grund der durch die durchleuchtungsbedingte geometrischen Vergrößerung eine 4 mm hohe Stufe. Im übrigen erfolgte die Messung im Zentralstrahl, die Fensterhöhe Z war mit 4,0 konstant, ebenso die elektrische Verstärkung V_c mit 4,0 an der Einstellungsskala des Fenstergenerators.

Die rotierende Stufenscheibe wurde unter oben genannten geometrischen Bedingungen auf Videoband aufgezeichnet. Das verschiebbare Meßfenster wurde zunächst in der Weise aufgeblendet, daß die größere Circumferenz der Stufenscheibe den rechten Rand des Meßfensters berührte, das heißt die halbe Stufenhöhe 2 mm links des Fensterrandes gelegen war. Die entsprechenden Rechteckimpulskurven wurden aufgezeichnet. Die Meßposition innerhalb des Meßfensters wurde dadurch variiert, daß das Meßfenster um eine definierte Strecke nach rechts verschoben und in der jeweils neuen Position die Rechteckimpulse aufgezeichnet und deren Höhe am XY-Schreiber gemessen wurden. Die stufenweise Verschiebung erfolgte soweit, bis der linke Fensterrand erreicht war.

Die Analyse der Amplitude des Rechteckimpulses ergab (Abb. 9), daß die Amplitude nur in Fenstermitte gemessen regelrecht dargestellt wird. Dagegen wird bei exzentrischer Untersuchung die Amplitude zunehmend kleiner, und zwar um so mehr, je weiter sie vom Mittel-

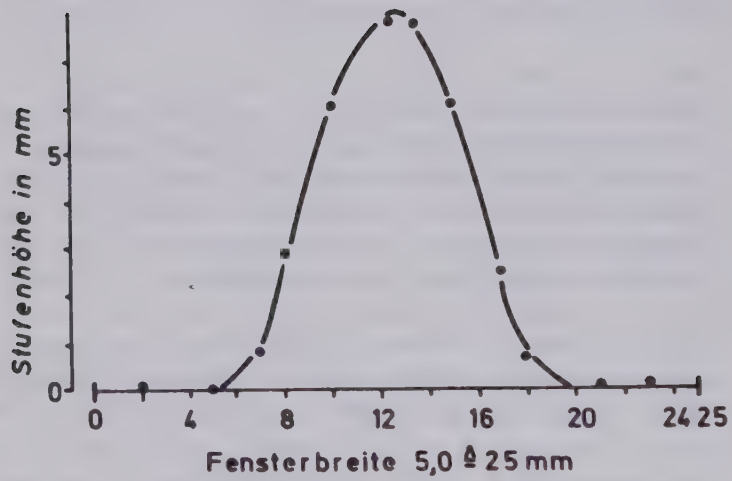


Abb. 9: Einfluß der Meßposition innerhalb des Meßfensters auf die Amplitude eines Rechteckimpulses bei einer Fensterbreite von B_f = 5,0 (V_c = 4,0, Z = 4)

punkt des Meßfensters entfernt erfolgte. Am Rand der Meßfenster wurde ein Rechteckimpuls nicht mehr abgebildet, und zwar rechts wie links am Fensterrand in einer Breite von 5 mm. Die Breite, in der innerhalb des Fensters Messungen vorgenommen werden können, begrenzt sich also auf 15 mm (Abb. 9).

Die Untersuchung eines pulsierenden Objektes hat somit stets in Fenstermitte zu erfolgen, bei exzentrischer Untersuchung ist eine Korrekturkurve erforderlich. Zudem kann innerhalb des Meßfensters nur eine begrenzte Amplitude eines pulsierenden Objektes erfaßt werden, die kleiner ist als die am Sichtgerät dargestellte Breite des Meßfensters selbst.

3. Einfluß der elektrischen Verstärkung V_c auf die Amplitude des Rechteckimpulses

Der Videocardiograph, aus Kurvenspeicher und Fenstergenerator bestehend, beinhaltet die Möglichkeit, mit Hilfe eines Potentiometers die Amplitude der aufgezeichneten Kymogramme stufenlos zu variieren. In der folgenden Meßreihe sollte der Einfluß der elektrischen Verstärkung V_c auf die Amplitude des Rechteckimpulses untersucht werden.

Dazu wurde erneut auf die Bandaufzeichnung der rotierenden Stufenscheibe zurückgegriffen.

Bei der Auswertung war die Fensterhöhe Z mit 4,0 auf der Skala des Fenstergenerators konstant, ebenfalls die Meßposition der Stufenscheibe in Fenstermitte. Für eine jeweils konstante Fensterbreite B_f = 3,0; 4,0; 5,0; 6,0 und 7,0 wurde die Amplitude der Rechteckimpulse am XY-Schreiber gemessen, wobei am Potentiometer des Fen-

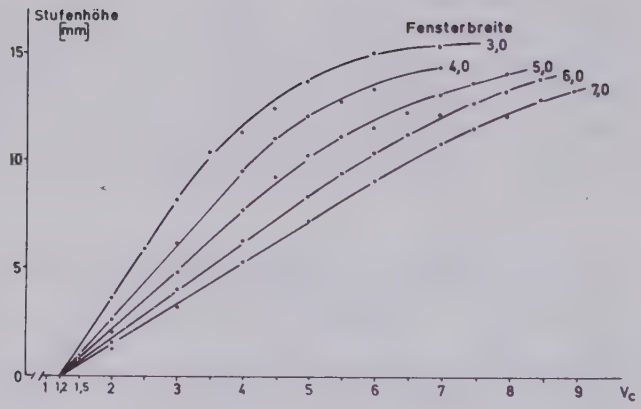


Abb. 10: Einfluß der elektrischen Verstärkung V_c auf die Amplitude des Rechteckimpulses bei verschiedenen Fensterbreiten B_f
(V_c = 1,2 entspricht einer elektrischen Verstärkung von 0; dabei handelt es sich um eine gerätespezifische Einstellung).

stergenerators eine zunehmend höhere elektrische Verstärkung V_c eingestellt wurde.

Die graphische Darstellung der Meßergebnisse ergab (Abb. 1o), daß bei jeder Fensterbreite bis zu einer Amplitude des Rechteckimpulses von ca. 1o mm eine annähernd lineare Beziehung zwischen der gemessenen Höhe in mm und der elektrischen Verstärkung V_c besteht. Bei weiter zunehmender elektrischer Verstärkung kommt es zu einer bogigen Abflachung der Kurve, die sich asymptotisch an eine Amplitude von 15,2 mm annähert.

Es besteht somit zwischen der am XY-Schreiber gemessenen Amplitude des Rechteckimpulses und V_c nur in begrenzten Dimensionen eine lineare Beziehung. Dies ist nach Angaben des Herstellers auf die Einstellung am XY-Schreiber zurückzuführen, die nur eine begrenzt darstellbare Amplitude in Höhe erlaubt.

4. Einfluß der Fensterbreite B_f auf die Amplitude des Rechteckimpulses

Der Videocardiograph beinhaltet weiterhin die Möglichkeit, die auf das 625 Z Sichtgerät eingeblendeten Meßfenster in ihrer Breite (B_f) und Höhe (Z) zu variieren. Zunächst wurde der Einfluß der Fensterbreite B_f bestimmt.

Verwendet werden konnten wiederum die bereits bei den anderen Prüfungen verwendeten Bandaufzeichnungen der rotierenden Stufenscheibe.

Der Einfluß der Fensterbreite B_f auf die Amplitude des Rechteckimpulses ist festzustellen, wenn die elektri-

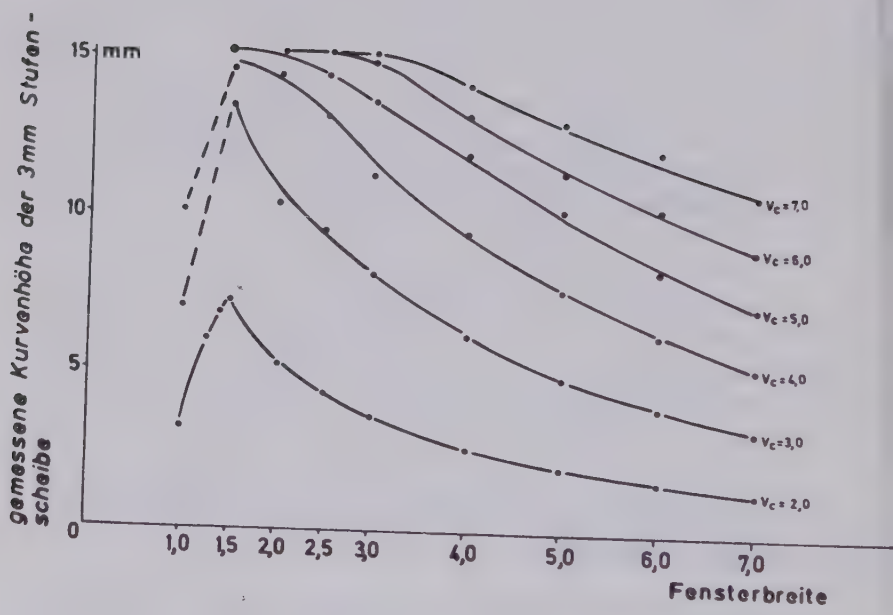


Abb. 11: Einfluß der Fensterbreite B_f auf die Amplitude des Rechteckimpulses bei verschiedenen elektrischen Verstärkungen (V_c).

sche Verstärkung V_c sowie die Fensterhöhe Z konstant sind. Die Fensterhöhe Z betrug 4,0 auf der Skala des Fenstergenerators, gemessen wurde regelmäßig in Fenstermitte.

Für eine jeweils konstante elektrische Verstärkung V_c = 2,0; 3,0; 4,0; 5,0; 6,0 und 7,0 wurden die jeweiligen Amplituden bei einer Fensterbreite B_f = 1,0; 1,5; 2,0; 2,5; 3,0; 4,0; 5,0; 6,0 und 7,0 ermittelt. Wie der Abb. 9 zu entnehmen ist, ergibt sich eine Hyperbelschar (Abb. 11).

Dieser Befund läßt sich auch theoretisch fordern: Wird die Fensterbreite B_f bei sonst konstanten Meßdaten immer größer, so nimmt das Verhältnis Testobjekt - Fensterbreite ab, strebt 0 zu. Die Kurve muß sich also der Abszisse asymptotisch annähern. Bei kleiner werdenden Fensterbreiten B_f wird das Verhältnis Testobjekt - Fensterbreite kleiner, strebt also unendlich zu.

Wie in Abb. 9 zu erkennen ist, trifft dies jedoch für die asymptotische Annäherung an die Y-Achse nicht zu. Dies liegt an der am XY-Schreiber maximal darstellbaren Amplitude eines Rechteckimpulses von 15,2 mm. Der ab Fensterbreite $B_f < 1,5$ abfallende Kurvenverlauf ist darauf zurückzuführen, daß die Höhe des Testobjektes größer als das Meßfenster ist.

5. Einfluß der Fensterhöhe Z auf die Amplitude des Rechteckimpulses

Auch die Höhe der Meßfenster ist am Fenstergenerator zu variieren. Dabei reichen die Skalenwerte von 1,0 bis 11,0. Jeder Fensterhöhe ist eine bestimmte Zeilen-

zahl am Wiedergabefernseher zugeordnet. Die zwischen den Begrenzungen gelegenen freien Fernsehzeilen werden mit dem Marker versehen. Diese mit dem Marker versehenen Fernsehzeilen sind zur Messung geeignet. Die Fensterhöhe des Skalenwertes 1 bedeutet, daß die untere und obere Fensterbegrenzung auf der gleichen Fernsehzeile liegen, in diesem Falle stehen für den Marker keine Zwischenzeilen zur Verfügung. Ein pulsierendes Objekt kann somit nicht untersucht werden. Mit jedem zunehmenden Skalenwert rückt die Fensterbegrenzung wie eine Fernsehzeile nach unten und oben, mit jeder dadurch hinzukommenden und zur Messung zur Verfügung stehenden Fernsehzeile ist eine Erhöhung der Spannung verbunden, das heißt mit Zunahme der Meßzeilen wird die Amplitude des Rechteckimpulses größer.

Bei einer Fensterbreite B_f = 5,0 und Messung in Fenstermitte wurde die Videobandaufzeichnung der rotierenden Testscheibe untersucht. Bei einer jeweils konstanten elektrischen Verstärkung V_c = 2,0; 3,0; 4,0; 5,0; 6,0; 7,0 und 8,0 und einer zunehmenden Fensterhöhe mit den Skalenwerten von 1 bis 11 ergaben sich mit steigender Fensterhöhe zunehmend größere Amplituden des Rechteckimpulses am XY-Schreiber (Abb. 12).

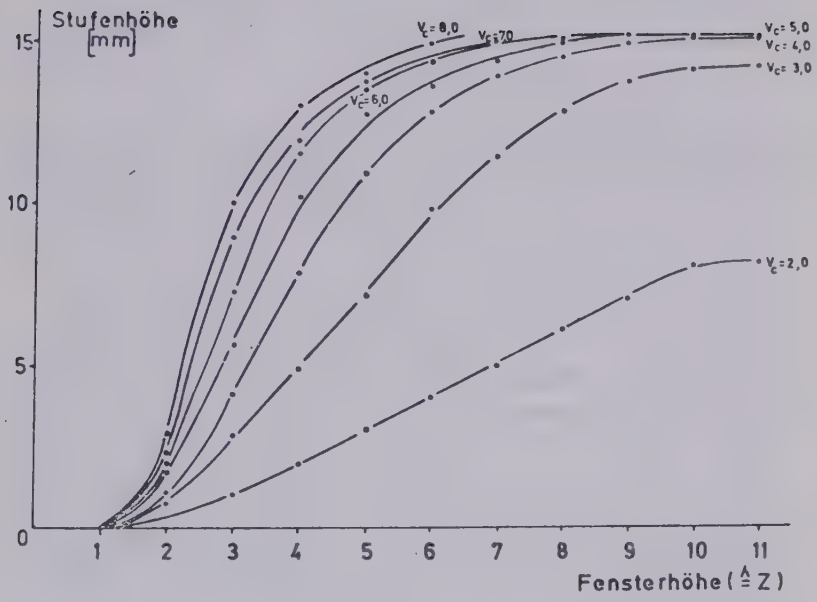


Abb. 12: Einfluß der Fensterhöhe Z auf die Amplitude des Rechteckimpulses bei jeweils konstanter elektrischer Verstärkung V_c, gemessen am XY-Schreiber.

V. Klinik

Nach den Überprüfungen der technologischen Möglichkeiten war der Videocardiograph am biologischen Objekt zu erproben. Als Testobjekt boten sich die Aorta thoracica und der Truncus pulmonalis an.

1. Allgemeine Vorbemerkungen

Die klinischen Untersuchungen stammen von Patienten der Medizinischen Klinik der Universität Tübingen, die im Zuge ihres stationären Aufenthaltes der Röntgenabteilung zugewiesen worden waren.

Von der Untersuchung wurden generell Patienten ausgeschlossen, die klinisch manifest, im EKG oder anamnestisch an Herz- oder Kreislauferkrankungen litten. War im Durchleuchtungsbild eine Aortensklerose oder eine Verkalkung im Bereich des Herzens nachweisbar, so schieden auch diese Patienten von der Untersuchung aus. Probanden mit einem Alter von über 65 Jahren wurden ebenfalls nicht berücksichtigt, da hier Herz- und Gefäßerkrankungen zunehmend häufiger auftreten. Somit überwiegen Patienten jüngeren Lebensalters im Normalkollektiv.

Diese Auswahl wurde getroffen, da zur Beurteilung der Leistungsfähigkeit am klinischen Objekt der Nachweis all derjenigen Charakteristika überprüft werden sollte, die auf Grund anderer kymographischer Techniken bereits bekannt sind.

Bei der Untersuchung der Patienten mußte die Strahlenbelastung berücksichtigt werden. Die Durchleuchtungszeit der einzelnen Probanden wurde auf max. 2 Minuten be-

grenzt, dies bedeutet eine Gonadenbelastung von ca. 4 mrem, ein Wert, der der Strahlenbelastung der Thoraxaufnahme in 2 Ebenen entspricht.

Die Patienten wurden vor der Untersuchung mündlich aufgeklärt. Ein schriftliches Einverständnis erschien nicht notwendig, da die Belastung der Patienten sehr gering war.

Zur besseren Orientierung und Auswertung der Kymogramme mußte ein Bezugssystem gewählt werden. In der Literatur existieren bislang verschiedene Parameter:

- die Carotispulskurve (DACK und PALEY. 1952)
- das Phonocardiogramm (LUISADA und Mitarbeiter, 1948; DEUTSCH und Mitarb., 1951; u.a.)
- das Elektrocardiogramm (OEDMAN, 1955; ALTMANN, 1955; u.a.)
- kombiniertes EKG und Phonocardiogramm (SIEGEL, 1965; LISSNER und CORDES, 1959; u.a.)

In unserem Gerätesystem ist die Aufzeichnung des EKG vorgesehen. Regelmäßig wurde die Abteilung I verwendet. Da der QRS-Komplex am deutlichsten zur Darstellung gelangte, diente die R-Zacke als Bezugssystem.

2. Aorta

2.1. Ableitbarkeit der Aortenkymogramme

Die Kymogramme der Aorta thoracica können nach unseren bisherigen Erfahrungen an verschiedenen Stellen gewonnen werden:

Im Bereich des vorderen Mediastinums ist die Aorta thoracica ascendens rechts randständig, häufig ist eine leichte RAO-Projektion notwendig. Die Absorptionsunterschiede zwischen Aorta und umgebender Lunge sind so groß, daß mühelos Kymogramme gewonnen werden können. Äste des Lungenhilus können jedoch gelegentlich störend wirken.

Auch am Arcus aortae ist ebenfalls nur ausnahmsweise mit Schwierigkeiten zu rechnen, da auch hier ein hoher Absorptionsunterschied zwischen Gefäß und umgebender Lunge besteht.

Dagegen reichen die Absorptionsunterschiede zwischen umgebendem mediastinalem Gewebe und Aortenbogen für die Untersuchung nicht aus. Dies gilt naturgemäß auch für den Bereich der Aorta thoracica ascendens.

Die Aorta thoracica descendens ist im sagittalen Strahlengang oder leichter RAO-Projektion im proximalen Drittel untersuchbar. Wegen der geringeren Absorptionsunterschiede zwischen Aorta und umgebender Lunge im Vergleich zum Arcus aortae ergeben sich oft keine glatten Kurvenverläufe mit definierbarer Darstellung der Pulsationscharakteristika.

Im mittleren und caudalen Drittel der Aorta thoracica descendens stören hiläre Gefäße und das Herz bei der Untersuchung im sagittalen Strahlengang. Im seitlichen Strahlengang ist der Absorptionsunterschied zwischen Aorta thoracica descendens und Lunge zu gering. Kymogramme gelingen hier nicht mehr.

Zur Überprüfung der Leistungsfähigkeit des Gerätes empfahl sich deshalb die Region des Arcus aortae.

Wie bereits bei der Durchleuchtung erkennbar war, beeinflußt die tiefe Inspiration oder Exspiration die Amplitude der Aortenpulsation. Die Untersuchung erfolgte deshalb regelmäßig in Atemmittellage, wobei eine tiefe Inspiration oder tiefe Exspiration vor der Untersuchung vermieden wurde. Die Aufzeichnung des Aortenbogens fand regelmäßig im Zentralstrahl der Durchleuchtungsanlage statt.

2.2. Normalkollektiv

Bei 30 gesunden Probanden wurden die Pulsationen im Bereich des Arcus aortae aufgezeichnet. Dabei handelte es sich um 19 Männer und 11 Frauen mit einem Durchschnittsalter von 41,0 $\pm$ 13,2 Jahren.

2.3. Normale Kymogramme vom Arcus aortae

Die Kymogramme stammen alle vom Aortenbogen. Das Meßfenster wurde dabei auf die senkrecht verlaufende Wand des orthograd getroffenen Aortenbogens projiziert. Gelegentlich war eine leichte RAO-Projektion erforderlich. Da der Aortenbogen auch bei Vergrößerung durch das Durchleuchtungssystem einen relativ geringen Durchmesser aufwies, wurde eine relativ schmale Fensterbreite von Z = 4,0 bei der Auswertung verwendet. Wegen der im allgemeinen nicht sehr ausgeprägten Amplitude reichten Fensterbreiten von B_f = 4,0 im allgemeinen aus. Die elektrische Verstärkung lag in der Größenordnung von V_c = 5,0.

Die schematische Darstellung eines Kymogramms vom Aortenbogen zeigt Abb. 13. All diejenigen Charakteristika sind eingezeichnet, die schon frühere Autoren mit anderen Techniken bei den normalen Kymogrammen fanden. Zur näheren

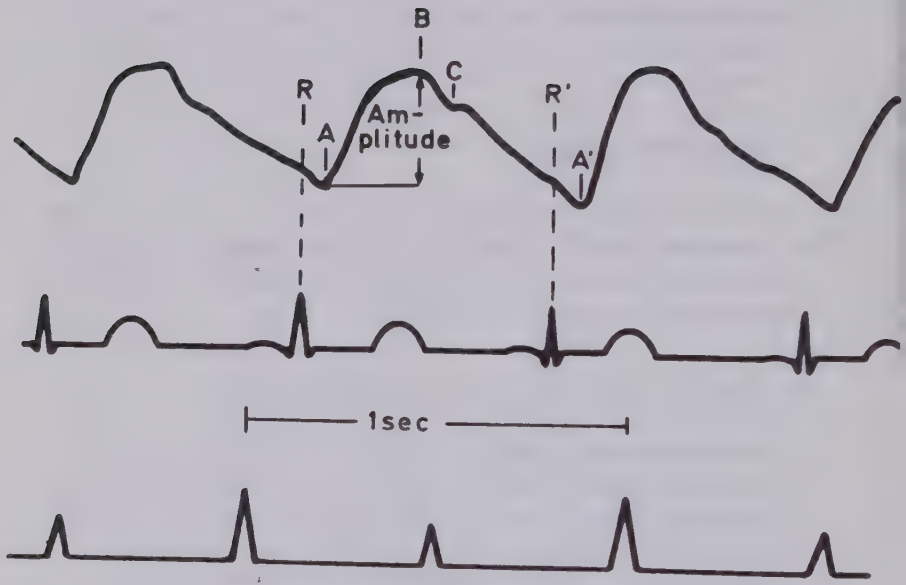


Abb. 13: Schematische Darstellung des Kymogramms vom Aortenbogen mit Markierung der charakteristischen Meßpunkte.

Beschreibung wurden charakteristische Meßpunkte mit Buchstaben versehen. Ein entsprechendes, mit Hilfe der Radarkymographie gewonnenes Beispiel zeigt Abb. 14 a bis e.

Die Spitze der R-Zacke des EKG, auf das Kymogramm übertragen, wurde als Punkt R bezeichnet. Bei Punkt A ist regelmäßig ein scharfkantiger Kurvenknick zu erkennen. Dieser Punkt lag bei den 30 Probanden 128,3 ± 19,1 msec. nach R. Wie aus elektrokymographischen Untersuchungen bekannt, die als Bezugssystem das Phonocardiogramm wählten, liegt hier die Öffnung der Aortenklappe. Da der Aortenbogen wenige Zentimeter distal der Aortenklappe gelegen ist, stellt RA die Zeit der isometrischen Ventrikelkontraktion vermehrt um die Dauer der Pulswelle zwischen Aortenklappe und Arcus aortae dar. Die in Punkt A beginnende steile Aufwärtsbewegung, d.h. Auswärtsbewegung der Aortenwand, bedeutet das Einströmen des Blutes in die Aorta im Zuge der Ventrikelkontraktion.

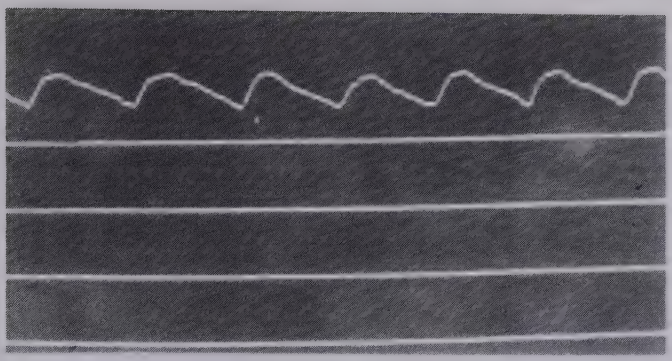
Das Kurvenmaximum wird in B erreicht, wobei häufig vor Erreichen des Kurvenmaximums eine leichte Knickbildung im Kurvenverlauf (Abb. 14 c) beobachtet werden kann. Beide kymographischen Formen sind beim selben Patienten in den verschiedenen Zyklen möglich.

Die zeitliche Dauer von A bis zum Kurvenmaximum B ist naturgemäß frequenzabhängig, je nach Herzfrequenz dauert diese Phase 215 bis 140 msec (60 bis 120 Schläge pro Minute), wobei sich durchschnittlich Standardabweichungen bei der Messung von ± 13 msec. ergaben.

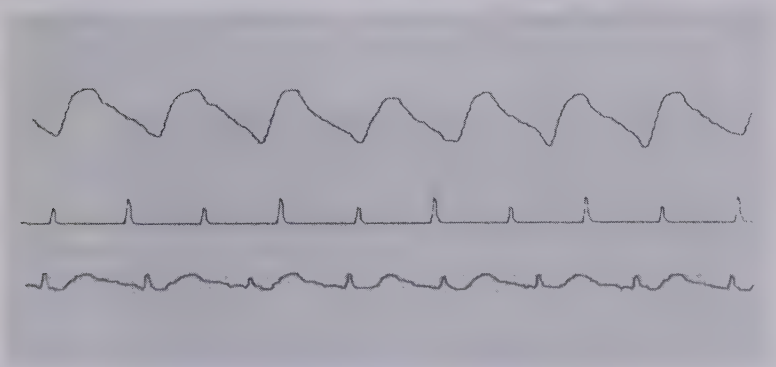
Nach Erreichen des Kurvenmaximums in B fällt die Kurve zu C ab, einem Punkt der durch eine Knick- oder Wellen-

Abb. 14: mormales Kymogramm vom Aortenbogen

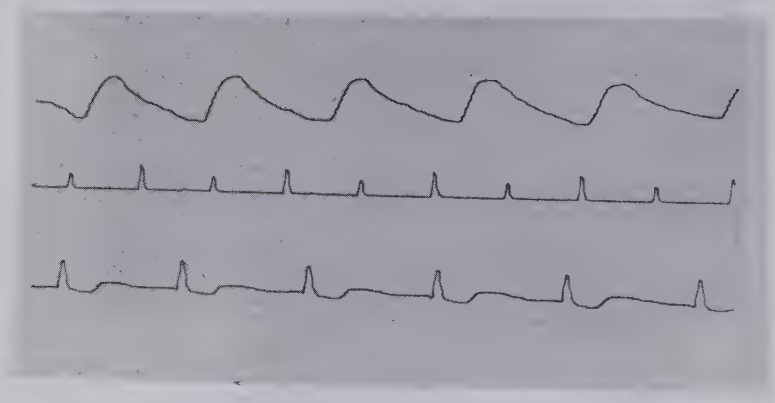
a) Patient B.M. weiblich: Meßposition



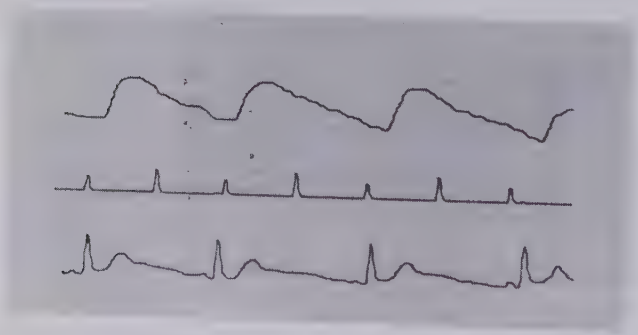
b) Patient B.M. weiblich: zugehöriges Kymogramm am 1250 Z-Sichtgerät



c) Patient B.M. weiblich: zugehöriges Kymogramm am XY-Schreiber. Kymogramm mit steilem und flachem Kurvenanstieg in der raschen, systolischen Austreibungsphase.



d) Kontinuierlicher Kurvenanstieg bis zum Kurvenmaximum. Verwaschene C-Wellen.



e) Variabel viele Wellen im diastolischen Kurvenverlauf. Besonders deutlich der Einfluß der isometrischen Ventrikelkontraktion auf die Aorta (Welle zwischen R und A')

bildung fast ausnahmslos erkennbar ist (Abb. 14 c). Bezogen auf das EKG liegt dieser Punkt kurze Zeit nach der T-Welle. Wie aus elektrokymographischen und phonocardiographischen Studien bekannt, liegt hier der Schluß der Aortenklappe.

AC entspricht also dem systolischen Ausstrom des Blutes aus dem Herzen in die Aorta, der gegenüber der Öffnung bzw. dem Schluß der Aortenklappe und der Pulswellengeschwindigkeit zeitlich verzögert ist. Die Dauer der Systole schwankte je nach Frequenz zwischen 350 und 180 msec. (Frequenz 60 bzw. 150 Schläge pro Minute).

Nach C, d.h. dem Schluß der Aortenklappe, beginnt die Diastole. Das Blut fließt in die peripheren Gefäße ab. Dadurch verkleinert sich der Durchmesser der Aorta, d.h. die linke Berandung des Aortenbogens bewegt sich nach rechts, im Kymogramm einem Kurvenabfall entsprechend. In A' beginnt mit der Aufwärtsbewegung der Kurve ein neuer Herzzyklus.

Im Verlauf der Diastole sind Wellenbewegungen, inkonstant an Zahl und Ausdehnung, zu erkennen (Abb. 14d).

Während der Diastole ist eine Kurvenschwankung, zeitlich kurz nach R, fast regelmäßig nachweisbar (Abb. 14 d). Elektrokymographische Untersuchungen von HECKMANN (1952) haben gezeigt, daß diese Wellenbildung durch die isometrische Ventrikelkontraktion bedingt ist. Mit dieser isometrischen Ventrikelkontraktion ist eine Verlagerung und Umformung des Herzens als ganzes verbunden. Diese Bewegungen übertragen sich auf die Aorta. Im untersuchten Kollektiv war diese Kurvenschwankung in 91% der Fälle zu beobachten.

Diese genannten Charakteristika des Kymogramms vom Aortenbogen sind aus der Literatur bekannt. Das Gerätesystem vermag also qualitativ zumindest eine gleiche Leistung in der Abbildung dieser Kymogramme zu bringen.

3. Truncus pulmonalis

3.1. Erfaßbarkeit des Truncus pulmonalis

Bei der Röntgenaufnahme der Thoraxorgane im sagittalen Strahlengang wird der sogenannte 2. Bogen, unmittelbar caudal des Arcus aortae gelegen, vom Truncus pulmonalis gebildet. Vornehmlich bei jüngeren Patienten ist dieser auf der sagittalen Übersichtsaufnahme eindeutig abgrenzbar, bei älteren Patienten dagegen wird eine Drehung von bis zu 20^{o} RAO erforderlich.

Die Absorptionsunterschiede zwischen dem Truncus pulmonalis einerseits und der umgebenden Lunge andererseits sind regelmäßig so groß, daß mit der vorliegenden Technologie Kymogramme gewonnen werden können.

Die Äste der Arteria pulmonalis weisen meist gerade noch einen ausreichenden Absorptionsunterschied zur Lunge auf, die Kymogramme zeigen jedoch wegen der geringen Kontrastunterschiede im allgemeinen erhebliche Ungenauigkeiten.

Wie bei der Untersuchung des Arcus aortae erfolgt die Aufzeichnung des Truncus pulmonalis in Atemmittellage, da tiefe Inspiration und Exspiration die Amplitude beeinflußen. Die Videobandaufnahme des Truncus pulmonalis von 2o Sekunden Dauer ergab eine ausreichende Zahl auswertbarer Zyklen.

3.2. Normalkollektiv

Um die typischen Kymogramme des Truncus pulmonalis gewinnen zu können, wurden wiederum 30 herz- und kreislaufgesunde Patienten aufgezeichnet und ausgewertet. Das Durchschnittsalter der 13 Männer und 17 Frauen betrug 27,6 ± 1o,6 Jahre. Weder bei der Aufzeichnung, noch bei der Auswertung ergaben sich Schwierigkeiten.

3.3. Normales Kymogramm des Truncus pulmonalis

Die Kymogramme des Truncus pulmonalis ergaben regelmäßig ein einheitliches Kurvenbild. Die charakteristischen Punkte sind analog zum Kymogramm der Aorta mit Buchstaben gekennzeichnet. Als Bezugssystem diente erneut das EKG, Ableitung I. Die schematische Darstellung zeigt Abb. 15, ein praktisches Beispiel zeigt Abb. 16 a + b.

Die Funktionskurve des Truncus pulmonalis zeigt in A einen steilen Kurvenanstieg. Er liegt 112,o3 ± 2o,23 msec. (n = 3o) nach der R-Zacke des EKG. Diese Aufwärtsbewegung entspricht einer Bewegung der Wand des Truncus pulmonalis nach lateral, bedingt durch die Volumenzunahme im Truncus in Folge der Systole des rechten Ventrikels. Der zeitliche Abstand RA setzt sich aus der Dauer der isometrischen Kontraktion des rechten Ventrikels, vermehrt um die Dauer der Pulswellengeschwindigkeit zwischen Pulmonalklappe und Meßposition zusammen.

In A beginnt die systolische Austreibungsphase, erkenntlich an einen regelmäßig steilen Kurvenanstieg. Sie erreicht in B ihr Maximum. Nach Erreichen des Kurvenmaximums in B fällt die Kurve zu C ab. In der Phase BC über-

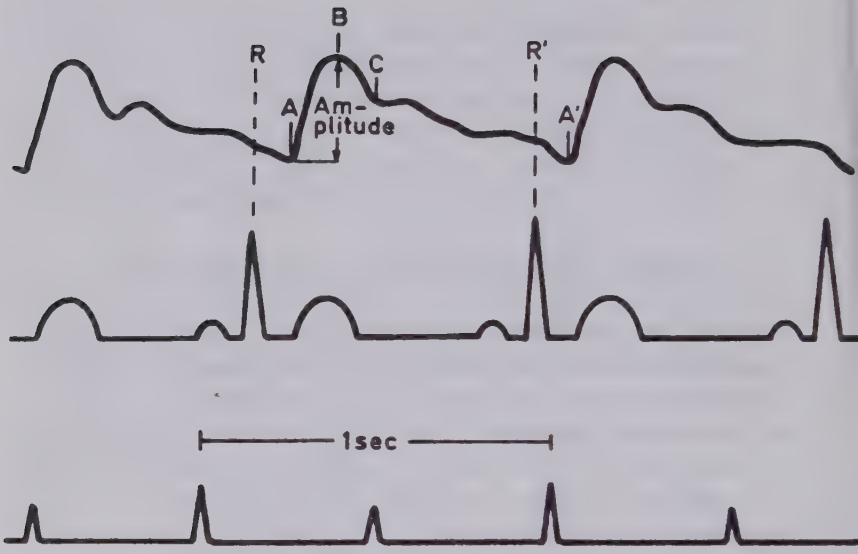
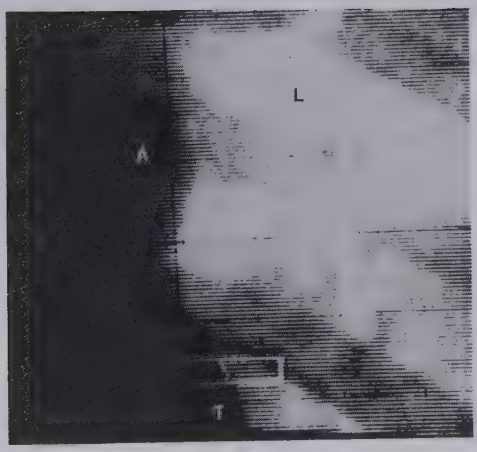


Abb. 15: Schematische Darstellung des Kymogramms vom Truncus pulmonalis.
Markierung charakteristischer Meßpunkte

Abb. 16: normales Kymogramm vom Truncus pulmonalis



a) Patient V.K. männlich: Meßposition am Truncus pulmonalis
   A - Aortenbogen
   L - Lunge
   T - Truncus pulmonalis

Abb. 16 b: Patient V.K. männlich: normales Kymogramm eines herzkreislaufgesunden Probanden

steigt der Abstrom des Blutes in die Lunge den Nachstrom von Blut aus dem rechten Ventrikel. Die den Punkt C darstellende Welle im Pulmonalıskymogramm ist im allgemeinen sehr deutlich markiert. Sie wird vom Schluß der Pulmonalklappe verursacht (DEUTSCH und Mitarb. 1951; SIEGEL, 1965; u.a.). AC entspricht somit der systolischen Phase. Diese war naturgemäß frequenzabhängig.

Im Anschluß an den Pulmonalklappenschluß (C) beginnt die diastolische Phase. Sie ist gekennzeichnet vom Abstrom des Blutes in die pulmonalen Gefäße. Entsprechend des Volumenverlustes im Truncus pulmonalis findet sich in dieser Phase des Kymogramms ein Kurvenabfall.

Während der diastolischen Phase werden gelegentlich kleinere Wellenbewegungen beobachtet, wie dies auch beim Aortenkymogramm bereits zu finden war. Diese sind inkonstant an Zahl und Ausdehnung. In A' beginnt eine erneute Injektion von Blut in den Truncus pulmonalis infolge der Kontraktion des rechten Ventrikels.

Zeitlich konstant, jedoch nicht regelmäßig nachweisbar, war eine Wellenbewegung im Verlauf der diastolischen Phase erkennbar, die zeitlich unmittelbar nach der R-Zakke im EKG einsetzte (Abb. 16b). Sie ist - wie beim Kymogramm der Aorta - Folge der Herzumformung und Verlagerung im Zuge der isometrischen Kontraktion, welche auf den Truncus pulmonalis übertragen wird.

3.4. Darstellbarkeit der Pulmonalarterien und ihrer Kymogramme

Die Pulmonalarterienäste können mit dem vorliegenden Gerätesystem nur bedingt untersucht werden, da die Ab-

sorptionsunterscheide meist nur eben ausreichen, um Untersuchungen vorzunehmen. Der Marker ist in solchen Fällen nicht eindeutig auf dem Pulmonalarterienrand aufzusetzen, so daß oft keine klaren Kurven mit charakteristischen Meßpunkten gewonnen werden können.

Gelingt ein gut auswertbares Kymogramm von Pulmonalarterienästen, so werden im wesentlichen die Charakteristika beobachtet, die auch der Truncus pulmonalis zeigt (Abb. 17).

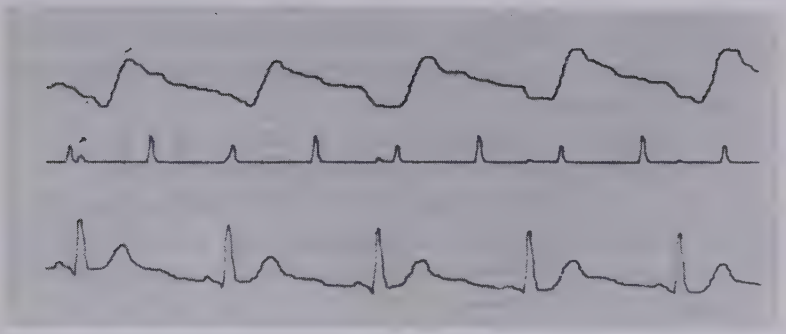


Abb. 17: Patient K.W. weiblich: Beispiel eines Kymogramms der Arteria pulmonalis

VI. Diskussion

Die Radarkymographie stellt eine neue Technologie dar, die noch in der Entwicklung begriffen ist. Erste Versuche mit einem ähnlichen technologischen System gehen auf COHEN u. Mitarb. (1968), KAZAMIAS u. Mitarb. (1970, 1971,1973), sowie auf SCHAFFER (1976) zurück. Das für die vorliegende Versuchsreihe verwendete Gerät wurde in Zusammenarbeit mit der Fa. Siemens AG Erlangen entwickelt und stellt eine Laboreinheit dar. So ergaben sich bei den ersten Versuchen technologische Unzulänglichkeiten, die vor den Untersuchungsserien eleminiert werden konnten.

Andere Schwächen traten während der Analysen zutage. Dennoch konnten mit dem vorhandenen Laborsystem die Möglichkeiten und Grenzen dieser neuen Technologie im Vergleich zu anderen kymographischen Verfahren geprüft werden.

Die Diskussion bezieht sich deshalb zunächst auf Fragen zur technischen Verbesserung des Gerätesystems, sodann auf Vorteile bzw. Nachteile im Vergleich zu anderen kymographischen Verfahren, speziell Elektrokymographie, zuletzt soll anhand der Kymogramme von der Aorta thoracica und des Truncus pulmonalis die Frage beantwortet werden, ob die neue Technologie im klinischen Bereich Vorteile gegenüber den bekannten Verfahren aufweist.

1. Technologie

Wie bereits erwähnt, handelt es sich bei dem von uns untersuchten System um eine Laboreinheit, die naturgemäß noch nicht vollständig ausgereift ist. Dies ergab sich

während der Untersuchung. Auf einige technische Unzulänglichkeiten, sowie auf Verbesserungsmöglichkeiten soll hingewiesen werden:

1.1. Meßfenster

Wie die Untersuchung ergeben hatte (vergl. Kap. IV, 2), beeinflußt die Meßposition innerhalb eines Meßfensters die Amplitude eines dargestellten Objektes. Die Höhe des Objektes O wird nur in Fenstermitte regelrecht dargestellt, wogegen bei exzentrischer Meßposition zunehmend geringere Amplituden gemessen werden.

Dies bedeutet, daß zur quantitativen Auswertung von Amplituden pulsierender Objekte eine Korrekturkurve erstellt werden muß, aus der je nach Maß der Exzentrität der Pulsation des Objektes ein Korrekturfaktor entnommen werden kann.

Es hatte sich bei diesem Versuch (vergl. Kap. IV, 2) weiterhin gezeigt, daß nahe des Randes des Meßfensters eine Amplitude nicht mehr meßbar ist. Daraus folgt, daß nur in einem begrenzten Bereich von 15 mm (am 625 Z Sichtgerät ermittelt) Messungen möglich sind, wobei dieser Bereich kleiner ist, als die Breite des Meßfensters selbst (25 mm, am 625 Z Sichtgerät ermittelt). Aus den genannten Beobachtungen resultieren Probleme, die einer technischen Verbesserung bedürfen:

Die Abbildungscharakteristik des Meßfensters erlaubt derzeit eine Darstellung von Amplituden bis maximal 15 mm, wobei die Amplituden eines pulsierenden Objektes um so ungenauer erfaßt werden, je mehr sie sich 15 mm nähern. Die Verbreiterung des Meßfensters muß mit einer Erwei-

terung des Meßbereichs kombiniert werden, möglichst die gesamte Breite des Meßfensters ausnützen, so daß auch Pulsationshöhen von über 15 mm erfaßbar sind.

Die glockenförmige Abbildungscharakteristik innerhalb des Meßfensters sollte in eine lineare umgewandelt werden. Damit würden die Amplituden in ihrer wahren Größe erfaßt und abgebildet. Zudem würde sich bei exzentrischer Messung die Verwertung eines Korrekturfaktors erübrigen.

Ein weiteres Problem ergibt sich daraus, daß das Meßfenster nicht drehbar ist. So kann es nicht dem Verlauf der Pulsation angepaßt werden. Dies bedeutet, daß bei schräg zum Meßfenster verlaufender Amplitude für eine quantitative Auswertung eine Korrektur nach den bekannten Winkelfunktionen erforderlich wird.

Unmöglich ist mit dem derzeitigen System die Messung vertikal verlaufender Pulsationen eines Objektes, da die Pulsationsrichtung in diesem Fall rechtwinklig zur Meßrichtung des Meßfensters verläuft. Abhilfe könnte durch die Einführung drehbarer Meßfenster oder die Drehbarkeit der Fernsehkamera an der Durchleuchtungskette selbst geschaffen werden.

1.2. Konverter

Wünschenswert wäre die Einführung eines Konverters, der F (X) = -F (X) überführen kann. Dies hat für rein technische Systeme keinen entscheidenden Vorteil, wohl aber für Untersuchungen am Herzen oder an großen Gefäßen.

Die Aorta thoracica beispielsweise verläuft in ihrer Pars ascendens rechts randständig gegen die Lunge, im Bereich des Arcus und der Pars descendens dagegen links randständig. Die Pulsationsrichtung ist also gegenläufig. Daraus ergeben sich spiegelbildlich verlaufende Kurven. Die sich daraus ergebenden Auswertungsschwierigkeiten können mühelos durch einen Konverter behoben werden.

1.3. "Ve-Werte"

Wie gezeigt, beeinflussen Fensterbreite Bf, Fensterhöhe Z und die elektrische Verstärkung Vc die am XY-Schreiber dargestellte Höhe der Amplitude eines aufgezeichneten Objektes. Dabei ist zu berücksichtigen, daß bei der von uns verwendeten Einstellung am XY-Schreiber eine auf 15,2 mm begrenzte Bandbreite zur Verfügung steht. Mit der Variation der elektrischen Verstärkung Vc, Fensterhöhe Z und Fensterbreite Bf sind innerhalb dieser Bandbreite allerdings alle Amplituden abzubilden. Zur quantitativen Auswertung müssen jedoch die Faktoren Vc, Z und Bf unter Berücksichtigung der Einstellung am XY-Schreiber in ihrer Auswirkung auf die Amplitude untersucht, erfaßt und in einem gemeinsamen Meßwert zusammengefaßt werden. Dieser Wert könnte als gesamte elektrische Verstärkung (Ve) bezeichnet werden. Zu diesem Zwecke sind Kennlinien zu erstellen.

1.4. Begrenzte Bildzahl pro Sekunde

Die vorliegende Technik beruht auf dem Fernsehsystem, welches bekanntlich mit 50 Hertz Bildfrequenz arbeitet. Dementsprechend wird bei pulsierenden Objekten im zeitlichen Abstand von 20 msec. eine Ortinformation

über die Position des pulsierenden Objektes erfaßt. Dies bedeutet, daß mit zunehmender Zahl der Pulsationen pro Minute, also bei hohen Frequenzen zunehmend Ungenauigkeiten zu erwarten sind. Durch eine Erhöhung der Zahl der aufgenommenen Bilder pro Sekunde, z.B. auf 200 Hertz könnte eine Verbesserung erreicht werden. Für biologische Zwecke, z.B. an Gefäßen, erscheint dies allerdings nicht unbedingt erforderlich, wie die praktischen Überprüfungen gezeigt haben.

2. Vergleich zwischen Radar- und Elektrokymographie

Radarkymographie und Elektrokymographie beruhen auf 2 verschiedenen technischen Verfahren. Sie erbringen nach den eigenen und den bisherigen radarkymographischen Erfahrungen (COHEN und Mitarb., KAZAMIAS und Mitarb., SCHAFFER) qualitativ prinzipiell gleiche Kurvenverläufe an Herz und Gefäßen. Dennoch resultieren aus den unterschiedlichen Technologien erhebliche Differenzen:

Während die Elektrokymographie auf der graphischen Darstellung von Helligkeitsänderungen am Leuchtschirm infolge der Pulsation von Objekten innerhalb eines Meßfensters beruht, also Densogramme erbringt, wird bei der Radarkymographie der Rand des bewegten Objektes direkt graphisch dargestellt.

Daraus resultiert für die Elektrokymographie ein entscheidender Vorteil:
Densogramme, und damit Hinweiszeichen für die Bewegung etwa des Herzens können auch in Bereichen gewonnen werden, in denen das Herz nicht zur Lunge randständig gelegen ist. Dies gelingt mit der Radarkymographie nicht, da ein Absorptionsunterschied zwischen pulsierendem Objekt und

Umgebung dringend erforderlich ist.

Im Gegensatz zur Elektrokymographie besteht bei der Radarkymographie durch die Darstellung der Randstruktur des pulsierenden Objektes dagegen eine direkte Korrelation zwischen der Bewegung des Markers auf dem Rand des pulsierenden Objektes und der Amplitude des Kymogramms. Bei den elektrokymographischen Untersuchungen, welche von HECKMANN (1936, 1952) und anderen am Herzen durchgeführt wurden, ergab neben der Herzrandbewegung selbst auch die Dickenänderung des Organs eine Helligkeitsänderung am Leuchtschirm. Eine Quantifizierung wurde vielfach versucht, war aber deshalb nicht möglich.

Im Gegensatz zur Elektrokymographie sollte also eine quantitative Auswertung der Radarkymographie prinzipiell möglich sein, da das Problem der Komponente "Densogramm" nicht besteht. An diesen Fragen waren die Versuche der Quantifizierung von MORGAN und STURM (1951), KURILSKY und MARCHAL (1952), LISSNER (1957), RING und Mitarb. (1953) sowie diejenigen des Physikers NOBLE (1950) gescheitert.

Bereits die ersten Versuche mit der Radarkymographie bezogen sich auch auf die Frage der quantitativen Auswertbarkeit der Kymogramme. KAZAMIAS und Mitarb. hatten ein 1 x 1 cm messendes schattendichtes Quadrat auf die vordere Thoraxwand geklebt. Die unterschiedliche Position von Herzrand und Meßplatte im Strahlengang des Durchleuchtungssystems bedingt jedoch zwangsläufig einen Meßfehler. Die Autoren nennen deshalb auch keine Zahlenwerte hinsichtlich der Amplitude der Pulsationen am Herzen, die von ihnen untersucht worden waren. Die von SCHAFFER (1976) angegebene Form zur Quantifizierung der von ihm gewonnenen Kymogramme kann nicht richtig sein,

da sie auf unrichtigen Vorstellungen über die Technologie des Gerätesystems basiert. So war SCHAFFER (1976) z.B. fälschlicherweise der Meinung, daß ein Einfluß der Fensterbreite Bf auf die Amplitude eines abgebildeten Objektes O nicht bestehe. Auch eine Winkelkorrektur bei schräg zum Meßfenster verlaufender Amplitude wurde nicht berücksichtigt. So müssen die von SCHAFFER (1976) für das Herz angegebenen Werte als zumindest fraglich angesehen werden.

Auch wenn die in der Literatur vor 1982 angegebenen Verfahren keine greifbaren Ergebnisse hinsichtlich quantitativer Aussagen erbrachten, so bietet die Radarkymographie dennoch die Möglichkeit, die Amplitude pulsierender Objekte quantitativ zu erfassen. Bei der Kompliziertheit des derzeitigen Systems sind allerdings Vereinfachungen erforderlich, um die Zahl der Einfluß nehmenden Parameter zu reduzieren. Zu berücksichtigen sind zur Quantifizierung derzeit:

Der Einfluß der Fensterbreite Bf, Fensterhöhe Z, elektrische Verstärkung Vc, maximale Bandbreite am XY-Schreiber, Meßposition innerhalb des Meßfensters, schräg zum Meßfenster verlaufende Amplituden sowie insbesondere auch die Lage des Herzrandes im Thorax bei bekannter Meßgeometrie des Durchleuchtungssystems. Zudem muß die kissenförmige Verzerrung innerhalb des Bildverstärkers berücksichtigt werden.

Sind alle diese Einfluß nehmenden Faktoren ermittelt, so muß aus der am XY-Schreiber gemessenen Amplitude eine Rückrechnung auf die wahre Amplitude des pulsierenden Objektes möglich sein. Eine entsprechende Formel zur quantitativen Auswertung wurde aufgrund der weiterführenden Untersuchungen von WALTER (1982) beschrieben.

3. Vergleich der Kymogramme von Aorta und Truncus pulmonalis, elektrokymographisch und radarkymographisch gewonnen

Die entwickelte Technik der Radarkymographie wurde klinisch an großen Gefäßen überprüft, wobei sich die Aorta thoracica, sowie der Truncus pulmonalis anboten.

3.1. Aorta thoracica

Radarkymogramme sind von der Aorta thoracica ascendens, dem Arcus aortae und der Aorta thoracica descendens zu gewinnen, und zwar - ähnlich wie bei der Elektrokymographie - lediglich von denjenigen Gefäßwänden, die der Lunge anliegen. Die mit der Radarkymographie gewonnenen Kurven zeigen dabei all diejenigen Charakteristika, die aus der Ära der Elektrokymographie bekannt sind (LUISADA u. Mitarb., 1948; ENGSTRÖM u. Mitarb., 1949; DACK u. PALEY, 1952, 1963; u.a.). Dies trifft auch für die radarkymographisch gewonnenen Kymogramme zu (COHEN u. Mitarb., 1968; KAZAMIAS u. Mitarb., 1970, 1971; SCHAFFER, 1976).

Exemplarisch sei auf den Beginn der systolischen Auswärtsbewegung des Kymogramms vom Arcus aortae hingewiesen. Die Messungen hatten ergeben, daß diese 128,3 $\pm$ 19,1 msec. nach der R-Zacke des EKG einsetzt. SCHAFFER (1976) fand bei seinen radarkymographischen Untersuchungen, altersabhängig, 100 - 140 $\pm$ 20 - 40 msec.. COHEN u. Mitarb. (1968) bzw. KAZAMIAS u. Mitarb. (1970, 1971) geben keine Meßwerte an. Ähnliche Daten ergaben sich auch bei den elektrokymographisch gewonnenen Kurven. ENGSTRÖM (1949) gibt eine zeitliche Differenz zwischen R-Zacke und dem Beginn der systolischen Auswärtsbewegung von 100 - 120 msec. an, SIEGEL (1965) sowie HEIDENBLUT

(1960) ca. 120 msec.

Eine gleiche Übereinstimmung zwischen unseren Befunden einerseits und denen der Elektrokymographie andererseits ergaben sich auch bei der Bestimmung der anderen von uns untersuchten Parameter.

Probleme, die der Elektrokymographie des Aortenbogens anhaften, können auch mit der Radarkymographie nicht gelöst werden:

a) Der Einfluß der Atemlage auf die Amplitude des Kymogramms (WALTER, 1982)

b) Mit der Volumenzunahme in der Aorta ist einmal eine Verbreiterung des Aortenquerschnitts verbunden, der sog. Distension (GROSS u. NEUDERT, 1949; THURN, 1951; u.a.). Zusätzlich tritt mit der Volumenzunahme eine Längsdehnung des Gefäßes auf. Daneben wird die Aorta im Zuge der verschiedenen Herzphasen insgesamt in seiner Position verändert. Diese Lageänderung wird in der kymographischen Literatur als Lokomotion bezeichnet (GROSS u. NEUDERT, 1949; KAISER u. THURN, 1952). Diese Lokomotion stellt bei dem Versuch der quantitativen Auswertung eine Fehlerquelle dar, die auch mit der Radarkymographie nicht eleminiert werden kann (WALTER, 1982), da die gegenseitige Gefäßwand dem Mediastinum zugewandt ist und somit der kymographischen Phase entgeht.

c) Der im Kymogramm scharfe Knick, d.h. die exakte Bestimmbarkeit des Beginns der systolischen Auswärtsbewegung läßt daran denken, die Pulswellengeschwindigkeit zu bestimmen. Sie beträgt normalerweise

4 - 5 msec (GAUER, 1960). Die räumliche Distanz zwischen Aorta thoracica ascendens und Arcus läßt bei der begrenzten zeitlichen Auflösung unseres Systems (50 Hertz, d.h. eine Ortsinformation alle 20 msec) eine exakte Messung nicht erwarten. Zudem ist bei dem bogigen Verlauf der Aorta thoracica eine genaue Bestimmung der Distanz zwischen den Meßpunkten kaum möglich.

Die Radarkymographie vermag also im Vergleich zur Elektrokymographie keine zusätzlichen Informationen zu bieten.

3.2. Truncus pulmonalis

Die radarkymographische Darstellung des Truncus pulmonalis ergibt im allgemeinen zwar Kurven mit gut definierbarem, charakteristischem Verlauf und Meßpunkten; die für die Kymogramme vom Aortenbogen geltenden Probleme treffen jedoch auch für diese Gefäße zu.

4. Schlußfolgerungen

Die Radarkymographie bietet gegenüber der früher verwendeten Elektrokymographie methodische Vorteile. Aufgrund der direkten Darstellung der Randbewegung eines pulsierenden Objektes, d.h. der fehlenden Komponente "Densogramm", bietet die Radarkymographie die Möglichkeit, erstmals in der Geschichte der Kymographie pulsierende Objekte quantitativ auszuwerten. Mit der derzeitigen Technologie gelingt dies allerdings nur unter Verwendung einer komplettierten Formel (WALTER, 1982).

Hinsichtlich der klinischen Anwendung, bei der naturge-

mäß in erster Linie an das Herz und die großen Gefäße zu denken ist, bleiben die der Kymographie anhaftenden prinzipiellen Probleme ungelöst:

- Am Herzen sind nur solche Herzabschnitte der Radarkymographie zugänglich, die von Lunge umgeben sind. Dagegen entziehen sich zum Beispiel das Ventrikelseptum oder die der Zwerchfellkuppel aufliegenden Herzränder der Untersuchung. Weiterhin - dies gilt allerdings auch für die Angiocardiographie und die Echocardiographie - wird die Herzwandbewegung infolge der Rotation des Organs während des Herzzyklus nicht an identischer Stelle beschrieben. Zudem kann von der Bewegung der Herzaußenwand nur bedingt auf diejenige der Herzinnenwand geschlossen werden, da eine strenge Korrelation nicht besteht.

- Die dem Mediastinum anliegenden Ränder der Aorta thoracica können mit der Radarkymographie nicht erfaßt werden. Wie bei der Elektrokymographie sind also Lokomotion und Distension nicht zu differenzieren, so bleibt auch die quantitative Bestimmung der Amplitude der Aortenpulsation problematisch. Ähnliches gilt für den Truncus pulmonalis.

Zur Beurteilung der Funktion des rechten und linken Ventrikels stehen der Kardiologie bereits verschiedene diagnostische Verfahren routinemäßig zur Verfügung, wie die Thallium 201-Szintigraphie (HAMILTON et al, 1978; KARSCH u. Mitarb., 1980; u.a.) oder First pass bzw. gated equilibrium blood pool technic (KARSCH u. Mitarb., 1980; u.a.), die Computertomographie (LACKNER u. THURN, 1980; HÜBENER u. Mitarb., 1981; u.a.), sowie die Echocardiographie (SILVERMAN u. SCHILLER, 1979; FEIGENBAUM, 1980;

u.a.). Eine klinische Bedeutung wird der Radarkymographie vermutlich also nicht zukommen, auch wenn mit dieser Technik erstmals die Möglichkeit besteht, pulsierende Objekte quantitativ auszuwerten.

VII. Zusammenfassung

Kymographie bedeutet, die Bewegungen pulsierender Objekte im Bild darzustellen. Im klinischen Bereich wurden die bisher meist verwendeten Verfahren, wie die Flächen- und Elektrokymographie zur Untersuchung des Herzens benutzt, auch wenn andere Organe wie Nieren, Magen, Oesophagus, Zwerchfell usw. Ziel solcher Untersuchungen waren.

Alle bisherigen kymographischen Verfahren beinhalten jeweils spezifische Probleme. Allen gemeinsam ist jedoch, daß quantitative Aussagen nicht möglich sind. So erschien es berechtigt, eine Technik zu entwickeln, die quantitative Aussagen über die Amplitude pulsierender Objekte erlaubt.

Ziel dieser Arbeit war also, die entwickelte Technik zu beschreiben, und den Einfluß einzelner, variabel einstellbarer Parameter auf die Amplitude eines Rechteckimpulses zu prüfen. Zuletzt wurde - als biologische Prüfung - das Gerätesystem am Truncus pulmonalis und der Aorta thoracica getestet. Aus diesen Ergebnissen läßt sich die Wertigkeit der Methode abschätzen.

1. Technik

Das Durchleuchtungsbild eines pulsierenden Objektes wird von einer Fernsehkamera aufgenommen und kontinuierlich auf dem Videoband gespeichert. Im Gegensatz zur Elektrokymographie oder Videodensitometrie, bei denen die Helligkeitsänderungen am Leuchtschirm bzw. Fernsehschirm infolge der Pulsation des Objektes gemessen werden, benutzt die Radarkymographie den

Spannungssprung innerhalb der Fernsehzeile, der durch die unterschiedliche Absorption von pulsierendem Objekt und Umgebung bedingt ist. Der sogenannte Komperator vermag einen Marker auf die Stelle des Spannungssprunges in der Fernsehzeile zu projizieren. Dieser verfolgt den Spannungssprung und damit den Rand des pulsierenden Objektes in der Zeit.

Die Kymogramme werden in Meßfenstern gewonnen, die vom Fenstergenerator auf das Durchleuchtungsbild eingeblendet werden. Maximal 8 solcher Meßfenster - in ihrer Lage frei zu verschieben - sind simultan einzublenden. Die gewonnenen Kymogramme werden an einem 1250-Z-Sichtgerät abgebildet und können an einem XY-Schreiber dokumentiert und ausgewertet werden.

Da zwischen der Bewegung des Markers und dem am XY-Schreiber abgebildeten Kymogramm eine lineare Beziehung besteht, eröffnet diese Technik prinzipiell die Möglichkeit einer quantitativen Auswertung von Kymogrammen. Dies war mit den früher verwendeten Techniken - zumindest bei biologischen Untersuchungen - nicht der Fall. Dazu mußte jedoch zunächst der Einfluß der verschiedenen, variabel einstellbaren Parameter auf die Amplitude des Kymogramms bestimmt werden. Zu diesem Zwecke wurde eine rotierende Stufenscheibe als Testobjekt verwendet, bei der über den halben Kreisumfang 3 mm abgefräst wurden. Bei der Rotation entstand somit ein Rechteckimpuls.

Für die getesteten Parameter ergab sich:

1. Die Meßposition des pulsierenden Objektes innerhalb des Fensters nimmt Einfluß auf die am XY-Schreiber ab-

gebildete Amplitude des Rechteckimpulses. Bei einer quantitativen Auswertung ist somit eine Korrekturkurve der glockenförmigen Wiedergabecharakteristik erforderlich, besser wäre eine elektronische Korrektur, die aus der glockenförmigen eine lineare Wiedergabecharakteristik macht.

2. Der Einfluß der elektrischen Verstärkung V_c auf die Amplitude des Rechteckimpulses ist nur in begrenztem Rahmen linear. Ursache ist die limitierte Bandbreite am XY-Schreiber (bei unserer Einstellung 15,2 mm), innerhalb derer Kurven aufgezeichnet werden können.

3. Zwischen Fensterbreite Bf und Amplitude des Rechteckimpulses besteht ebenfalls keine lineare Beziehung, vielmehr - je nach eingestellter elektrischer Verstärkung V_c - eine Hyperbelschar, deren Höhe am XY-Schreiber allerdings maximal 15,2 mm betragen kann (vergl. Kap. III, 4).

4. Auch zwischen Fensterhöhe Z und Höhe des Rechteckimpulses besteht keine lineare, sondern eine S-förmige Beziehung.

Soll also eine quantitative Aussage gemacht werden, so sollten die nicht linearen Parameter zu einem gemeinsamen Faktor (z.B. V_e zu nennen) zusammengefaßt werden. Dazu ist die Erstellung von Kennlinien erforderlich. Zum Zwecke einer Quantifizierung sind allerdings noch andere Parameter zu berücksichtigen, wie die Geometrie bei der Aufnahme im Durchleuchtungssystem, die kissenförmige Verzerrung im Bildverstärker, schräg zum Meßfenster verlaufende Pulsation, usw.

2. Klinik

Die Technologie wurde klinisch am Truncus pulmonalis und der Aorta thoracica als natürlichen pulsierenden Objekten überprüft. Der Absorptionsunterschied zwischen Gefäßen und benachbarter Lunge reicht im Allgemeinen aus, um gut auswertbare Kymogramme zu gewinnen. Dies wurde an jeweils 30 herz- und kreislaufgesunden Probanden (Männern und Frauen) geprüft.

Die gewonnenen Kymogramme entsprechen denjenigen, wie sie aus der Ära der Elektrokymographie bekannt sind. Alle seinerzeit beschriebenen Charakteristika im Kurvenverlauf können auch mit der neuen Technik dargestellt werden. Zusätzliche Kurvencharakteristika wurden nicht gefunden.

Als Schlußfolgerung ergab sich also, daß prinzipiell eine quantitative Auswertung von Kymogrammen mit diesem neuen Verfahren möglich ist. Dies mag für Untersuchungen im technischen Bereich von Wert sein. Die klinische Auswertung der Kymogramme ergab dagegen keine zusätzliche Information im Vergleich zu Elektrokymographie, so daß auch mit dieser Methode prinzipiell in der Kymographie gelegene Probleme nicht gelöst werden können. So wird auch dieser Form der Kymographie wohl kaum eine klinische Bedeutung zukommen können.

VIII. Literaturverzeichnis

ALTMANN, R. (1955):
Über den Nachweis der systolischen Ventrikelebenen-verschiebung am menschlichen Herzen
Fortschr. Röntgenstr. 82, 776

ANDERSSON, T. (1953):
Electrokymographic examinations in mitral valve disease
Acta Radiol. (Stockh.) Suppl. 106

BARTLEY, O. (1960):
Electrokymographic changes in myocardial infarction
Acta Radiol. (Stockh.) 54, 81

CARR, K.W., R.L. ENGLER, J.R. FORSYTHE, A.D. JOHNSON, B. GOSINK (1979):
Measurement of left ventricular ejection fraction by mechanical cross-sectional echocardiography
Circulation 59, 1196

CHAMBERLAIN, W.E. (1947):
Roentgen electrokymography
Acta Radiol. (Stockh.) 28, 847

CIGNOLINI, P. (1934):
Die Röntgenkymographie mit ununterbrochenem Schlitz
Fortschr. Röntgenstr. 49, 224

CIGNOLINI, P. (1958):
Zusammenfassendes über die Anwendung der analytischen Röntgenkymographie in der Herz- und Kreislaufdiagnostik
Fortschr. Röntgenstr. 88, 328

COHEN, A., A.J. STEWART (1924):
Evidence that digitalis influences contraction of the heart in man
Trans. Ass. Am. Physicians 39, 197

COHEN, L.S., A.L. SIMON, W.C. WHITEHOUSE, W.H. SCHUETTE, E. BRAUNWALD, F. BULLOCK (1968):
Heart motion videotracking (Radarkymography) in diagnosis of congenital an aquired heart disease
Am. J. Cardiol. 22, 678

CRANÉ, A.W. (1916):
Roentgenology of the heart
Am. J. Roentgenol. 3, 513

DACK, S., D.H. PALEY (1952):
Electrokymography I. The ventricular electrokymogram
Am. J. Med. 12, 331

DACK, S., D.H. PALEY (1952):
Electrokymography II. The great vessel and auricular electrokymogram
Am. J. Med. 12, 447

DAHM, M. (1941):
Schluckstörungen und Schlucklähmungen. Röntgenuntersuchungen zur Abgrenzung normaler und pathologischer Schluckvorgänge im Bereich der oberen Schluckwege (glossopharyngeale Phase) Teil 1
Fortschr. Röntgenstr. 64, 167

DAHM, M. (1941):
Schluckstörungen und Schlucklähmungen. Röntgenuntersuchungen zur Abgrenzung normaler und pathologischer Schluckvorgänge im Bereich der oberen Schluckwege (glossopharyngeale Phase) Teil II
Fortschr. Röntgenstr. 64, 309

DAHM, M., E. SCHORRE (1937):
Das Röntgenbewegungsbild bei Schlucklähmungen
Fortschr. Röntgenstr. 56, 598

DEUTSCH, E., E. GMACHL, H. SCHACHINGER, H. SIEDECK, R. WENGER (1951):
Die Elektrokymographie
Z. Kreislauff. 40, 129

ENGSTRÖM, B., S.R. KJELLBERG, L. PERSSON, U. RUDHE (1949):
Some aspects of the use of electrokymography in cardiac investigations
Acta Radiol. (Stockh.) 31, 435

FEIGENBAUM, H. (1980):
Echocardiography in: Heart disease, A textbook in cardiovascular medicine, Vol. I, Ed.: E. BRAUNWALD
Verlag: W.B. Saunders, Philadelphia-London-Toronto

GAUER, O.H. (1960):
Kreislauf des Blutes
in: LANDOIS - ROSEMANN, Lehrbuch der Physiologie des Menschen
Herausgeber: H.-U. ROSEMANN, 28. Auflage, Urban und Schwarzenberg.

GLAESER, H. (1942):
Die Bewegungen des Zökum und der benachbarten Darmteile im Röntgenkymogramm
Fortschr. Röntgenstr. 65, 268

GÖTT, Th., J. ROSENTHAL (1912):
Über ein Verfahren zur Darstellung der Herzbewegung mittels Röntgenstrahlen (Röntgenkymographie)
Münch. Med. Wschr. 112 II, 2033

GROCH, M.W., G.K. LEVIS, P.H. MURPHY, E.G. de PUEY. J.A. BURDINE (1978):
Radionuclide kymography for the assessment of regional myocardial wall motion
J. Nucl. Med. 19, 1131

GROß, A., E. NEUDERT (1949):
Die Analyse der Bewegungsarten der Lungengefäße im Kymogramm und ihre praktische Auswertung
Fortschr. Röntgenstr. 71, 428

HAMILTON, G.W., G.B. TROBAUGH, J.L. RITCHIE, K.L. GOULD, T.A. de ROUEN, D.L. WILLIAMS (1978):
Myocardial imaging with thallium-201: An analysis of clinical usefulness based on Bayes' theorem
Semin. Nucl. Med. 8, 358

HECKMANN, K. (1936):
Ein Verfahren zur Untersuchung der Pulsationen des Herzens und anderer Organe mittels Röntgenstrahlen
Klin. Wschr. 15, 13

HECKMANN, K. (1936):
Über das Verfahren der Aktinokardiographie
Klin. Wschr. 15, 757

HECKMANN, K. (1936):
Graphische Darstellung der Helligkeitsänderungen des Leuchtschirmbildes des Herzens (Aktinocardiogramm) bei Mitralfehlern
Klin. Wschr. 15, 928

HECKMANN, K. (1952):
Elektrokymographie (Aktinocardiographie) und Phasenanalyse des Herzens
Fortschr. Röntgenstr. 76, 60

HECKMANN, K. (1952):
Die systolische zentrifugale Pulsation der Ventrikel und ihr Nachweis mittels elektrokymographischer Phasenanalyse
Fortschr. Röntgenstr. 76, 337

HECKMANN, K. (1952):
Die Lage- und Stellungsänderungen des Herzens und ihr Ausdruck im Elektrokymogramm
Fortschr. Röntgenstr. 76, 744

HECKMANN, K. (1952):
Grundsätzliche Betrachtungen zur Elektrokymographie
Fortschr. Röntgenstr. 77, 723

HECKMANN, K. (1963):
Ergebnisse der Elektrokymographie der Ventrikel und der großen Gefäße
Radiologe 3, 248

HEIDENBLUT, A. (1960):
Kymographische Beobachtungen der pulsatorischen Mitbewegungen der Milz
Fortschr. Röntgenstr. 93, 380

HEISIG, W. (1938):
Das Herzkymogramm in zwei Ebenen auf einem Film
Fortschr. Röntgenstr. 57, 187

HENNY, G.C., B.R. BOONE (1945):
Electrokymograph for recording heart motion utilizing the roentgenoscope
Am. J. Roentgenolog. 54, 217

HIRSCHFELD, S., R. MEYER, D.C. SCHWARTZ, J. KORF-HAGEN, S. KAPLAN (1975):
Measurement of right and left ventricular systolic time intervals by echocardiography
Circulation 51, 304

HITZENBERGER, K., L. REICH (1923):
Ein Beitrag zur Röntgenkymographie
Fortschr. Röntgenstr. 31, 17

HJELMARE, G. (1946):
The registration of the movements of the heart with Geiger-Müller-counters and synchronous electrocardiography
Acta Radiol. (Stockh.) 27, 334

HÜBENER, K.-H., H.O.F. METZGER, W. KALENDER (1982):
Erste klinische Erfahrungen mit der schnellen digitalen Aufnahme von Röntgentransmissionsprofilen beim Menschen
CT-Sonographie 2, 83

JACOBI, J., R. JANKER, W. SCHMITZ (1931):
Untersuchungen über das gleichzeitig aufgenommene Elektrokardiogramm, Röntgenkinematogramm und Ionogramm
Klin. Wschr. 10, 1264

KAISER, K., P. THURN (1952):
Beitrag zur Röntgenkymographie der Aorta
Fortschr. Röntgenstr. 77, 28

KALOCSAY v., P. (1933):
Verfahren zur fortlaufenden Aufnahme der Herztätigkeit mittels Röntgenstrahlen an beliebig gewählten Einzelstellen des Herzens
Z. ges. exper. Med. 89, 626

KARSCH, K.R., H. SCHICHA, P. RENTROP, H. KREUZER, D. EMRICH (1980):
Validity of different gated equilibrium blood pool methods for determination of left ventricular ejection fraction
Eur. J. Nucl. Med. 5, 439

KARSCH, K.R., H. SCHICHA, P. RENTROP, H. BLANKE, H. KREUZER, D. EMRICH (1980):
Quantitative Thallium-201-Szintigraphie in der Diagnostik von Ausmaß und Ausdehnung der koronaren Herzerkrankung. Vergleich einer Tl-Scores mit invasiven und nicht invasiven Daten.
Z. Kardiol. 69, 536

KAZAMIAS, Th.M., M.P. GANDER, J. ROSS, E. BRAUNWALD (1970):
The localization of asynergistic areas of the left

ventricular wall by radarkymography
Am. J. Cardiol. 25, 108

KAZAMIAS, Th.M., M.P. GANDER, J. ROSS, E. BRAUNWALD (1971):
Detection of left-ventricular-wall motion disorders in coronary-artery disease by radarkymography
N. Engl. J. Med. 285, 63

KAZAMIAS, Th.M., M.P. GANDER (1973):
Left ventricular wall motion disorders, functional left ventricular aneurysms
Am. J. Cardiol. 32, 151

KJELLBERG, S.R. (1951):
zitiert nach DEUTSCH und Mitarb.
Z. Kreislauff. 40, 129

KOURILSKY, R., M. MARCHAL (1952):
L'exploration ciné-densigraphique de la circulation arterielle intrathoracique
Ann. med. 53, 217

KRAUNZ, R.F., J.W. KENNEDY (1970):
Ultrasonic determination of left ventricular wall motion in normal man
Am. Heart J. 79, 36

KUBICEK, W.G., J.N. KARNEGIS, R.P. PATTERSON, D.A. WITSOE, R.H. MATTSON (1966):
Development and evaluation of an impedance cardiac output system
Aerospace Med. 37, 1208

LACKNER, K., P. THURN (1980):
Das EKG-gesteuerte Kardio-Computertomogramm
Fortschr. Röntgenstr. 132, 164

LIAN, C., G. MINOT (1946):
La radioelectrokymographie
Arch. Mal. Coer 39, 339

LISSNER, J. (1957):
Quantitative Elektrokymographie
Fortschr. Röntgenstr. 86, 211

LISSNER, J., R. CORDES (1959):
Über die Variationsbreite der "normalen" Vorhofskurve im Elektrokymogramm
Fortschr. Röntgenstr. 91, 494

LISSNER, J., P. MARHOFF (1968):
Videodensitometrie, technische Grundlagen und klinische Anwendung als Fernsehkymographie
Fortschr. Röntgenstr. 108, 79

LUISADA, A.A., F.G. FLEISCHNER (1947):
Temporal relation between contraction of right and left sides of the normal human heart
Proc. Soc. exp. Biol. 66, 436

LUISADA, A.A., F.G. FLEISCHNER (1948):
Studies of Fluorocardiography: Tracings of the left ventricle and myocardial infarction
Acta Cardiol. 3, 308

LUISADA, A.A., F.G. FLEISCHNER, M.B. RAPPAPORT (1948):
Fluorocardiography (Electrokymography) I. Technical aspects
Am. Heart J. 35, 336

LUISADA, A.A., F.G. FLEISCHNER, M.B. RAPPAPORT (1948):
Fluorocardiography (Electrokymography)
II. Observations on normal subjects
Am. Heart J. 35, 348

MARCHAL, M. (1946):
De l'enregistrement des phénomènes radiologiques invisibles et en particulier des pulsations des artérioles pulmonaires
Arch. Mal. coer 39, 345

MORGAN, R.H., R.E. STURM (1951):
The quantitative electrokymograph
Circulation 4, 604

NOBLE, F.W. (1950):
Density calibration and logarithmic amplifiers
Ist. conference of electrokymography 175

ÖDMAN, P. (1955):
Electrokymographic studies of normal and abnormal right auricles
Acta Radiol. (Stockh.) 44, 353

PREUß, H.-J. (1967):
Elektrokymographische Befunde bei klinischem, elektrokardiographisch stummem Koronarinfarkt
Fortschr. Röntgenstr. 107, 361

RICHTER, H. (1935):
Atemtechnik und Zwerchfellbewegung im röntgenologischen Bewegungsbild
Fortschr. Röntgenstr. 51, 357

RING, G.C., M.J. OPPENHEIMER, A.J. LEE, J. CLIREHUGH (1953):
Automatic calibration of electrokymographic cardiac densograms
J. appl. Physiol. 5, 513

SABAT, B. (1911):
Metoda roentgenograficznago registrowania ruchów przepony, serva, tetnicy glowneg
Lwow. tygod. Lek 6, 395

SCHAFFER, F. (1976):
Radarkymographische Untersuchungen am menschlichen Herzen bei verschiedenen Herzerkrankungen
Inauguraldissertation, Medizinische Fakultät der Ludwigs-Maximilians-Universität in München

SCHERF, D., E. ZDANSKY (1929):
Über die Beeinflussung der Herzgröße durch Atropin, Adrenalin und Amylnitrit
Wien. Arch. Innere Med. 16, 399

SCHILLING, K. (1934):
Über Kymographie des Magens
Fortschr. Röntgenstr. 50, 30

SCHILLING, K. (1935):
Magenulcus und Magenmechanismus im Röntgenkymogramm
Fortschr. Röntgenstr. 51, 29

SCHORR, H. (1939):
Über die Möglichkeit der Kombination des Schichtbildverfahrens mit der Kymographie (Tomokymographie)
Fortschr. Röntgenstr. 60, 68

SIEGEL, M. (1965):
Differenzierung von Mediastinalveränderungen im Bereich der großen Gefäße durch elektrokymographische Pulsationsstudien
Fortschr. Röntgenstr. 103, 284

SIELAFF, H.-J. (1958):
Gastrointestinale Funktionsdiagnostik mit der Kymographiekassette
Fortschr. Röntgenstr. 88, 414

SILVERMAN, N.H., N.B. SCHILLER (1978):
Apex echocardiography. A two dimensional technique for evaluating congenital heart disease
Circulation 57, 503

STAUFFER, H.M., J. JORGENS (1949):
Electrokymography of the heart and great vessels
Radiology 52, 488

STENSTRÖM, N.G., N. WESTERMARK (1926):
A study of the activity of the human heart, simultaneously recorded by x-rays and electrocardiogram
Acta Radiol. (Stockh.) 5, 408

STUMPF, P. (1928):
Die Gestaltänderung des schlagenden Herzens im Röntgenbild
Fortschr. Röntgenstr. 38, 1055

STUMPF, P. (1962):
Diagnostisch wertvolle Kymobilder
Fortschr. Röntgenstr. 97, 476

STUMPF, P., H. GRASSER (1959):
Durchleuchtung und Flächenkymographie in der Praxis
Fortschr. Röntgenstr. 90, 314

TAKAHASHI, S., T. SHINOZAKI (1951):
Über zwei Methoden der Kymographie des Herzens in seinem horizontalen Querschnitt (Studien über Rotatographie)
Fortschr. Röntgenstr. 75, 1

THURN, P. (1951):
Röntgenkymographische Befunde bei kongenitalen Herzfehlern
Fortschr. Röntgenstr. 74, 151

VAS, R., C.R. JOYNER, D.E. PITTMAN, Th. C. GAY (1976):
The displacement cardiograph
Trans. Bio. Med. Enging. 23, 49

WALTER, E. (1982):
Radarkymographie - technische und klinische Möglichkeiten eines neuen kymographischen Verfahrens
Habilitationsschrift des Fachbereichs klinische Medizin der Eberhard-Karls-Universität Tübingen

L e b e n s l a u f

Am o4.ol.1952 wurde ich, Paul Bourne Close, als Sohn des Architekten Alan Close und der Hochschuldozentin Maureen Bourne Close, geb. Smith, in Wakefield, England, geboren.

In Burnley besuchte ich von 1956 bis 1963 die Volksschule und anschließend für 3 Jahre Burnley Grammar School. Nach unserem Umzug setzte ich am Huddersfield New College die Ausbildung fort und legte im Juni 1967 die Prüfung für das "General Certificate of Education ordinary level" ab. Zwei Jahre danach, im Juni 1969, bestand ich die Prüfung für das "General Certificate of Education advanced level".
Im September 1970 begann ich mein Studium der Physik am Imperial College of Science and Technology, London University, und schloß es im August 1973 mit dem "Bachelor of Science Honours degree" ab.
Im Anschluß daran, im Oktober 1973, begann ich das Medizinstudium an der Universität Tübingen. Ich legte dort im März 1976 die Ärztliche Vorprüfung, im März 1977 den Ersten Abschnitt der Ärztlichen Prüfung und im März 1981 den Zweiten Abschnitt der Ärztlichen Prüfung ab. Danach wechselte ich an die Universität Heidelberg über, um das Praktische Jahr am Lehrkrankenhaus Schwäbisch Hall absolvieren zu können, und schloß mein Medizinstudium am 15. April 1982 mit dem Dritten Abschnitt der Ärztlichen Prüfung ab.
Die Approbation wurde mir am 3o. September 1982 vom Regierungspräsidium in Stuttgart erteilt.
Seit Oktober 1982 arbeite ich als Assistenzarzt an der Anästhesie-Abteilung des Krankenhauses Dinkelsbühl.
Seit dem o3. Juni 1977 bin ich mit Ute Close, geb. Reinhardt, verheiratet.